



BİYOMİMETİK BİR ALT UZUV DIŞ İSKELET ROBOTUN TASARIMI VE DENETİMİ

Program Kodu: 3501

Proje No: 213M297

Proje Yürütücüsü:
Yrd. Doç. Dr. Özgür BAŞER

Araştırmacı(lar):

Yrd. Doç. Dr. Ergin KILIÇ
Yrd. Doç. Dr. Umut TILKI

Danışman(lar):

Doç. Dr. Senih GÜRSES

Bursiyer(ler):

Doktora Öğr. Hasbi KIZILHAN
Yük. Lis. Öğr. Mehmet Alper DEMİRAY
Yük. Lis. Öğr. Bahri ŞEKERCİ

NİSAN 2017
ISPARTA

ÖNSÖZ

Bu projede, insan vücudu eklemlerinin biyomekanik davranışlarından esinlenilerek kararlı, güvenli ve kullanıcı ile uyumlu bir alt uzuv dış iskelet robotun biyomimetik tasarımı ve denetimi gerçekleştirilmiştir. Dış iskelet robotlar, hasta, yaşlı ve sağlıklı insanların hayatlarını önemli ölçüde kolaylaştırmaktadır. Bu robotlar, hasta ve yaşlı kişilerde yardımcı uzuv, sağlıklı kişilerde ise güç arttırımı amacı ile kullanılmaktadır. İnsan alt uzuv eklemleri, bağlı bulundukları eklemlerde sertlik ve sönümlmeyi devamlı değiştirerek esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Günümüzde sadece sertliğin değiştirilebildiği eyleyicilerin kullanıldığı dış iskelet robot tasarımları mevcuttur. Ancak, hem sertlik hem de sönümlleme parametrelerini birbirinden bağımsız olarak değiştirilebilen karma eyleyici tasarımları insansı robotlarda kullanılmaya başlanmasına rağmen, bu karma eyleyicilerin dış iskelet robot tasarımlarında kullanımı henüz yaygınlaşmamıştır. Bu projede geliştirilen dış iskelet robotun bilek eklemlerinde hem sertlik hem de sönümlleme değerlerini bağımsız değiştirebilen karma eyleyici tasarımı, diz ve kalça eklemlerinde ise seri elastik eyleyici ile sönümlmesi değiştirilebilir eyleyici içeren karma eyleyici tasarımları kullanılmıştır. Bu tasarımlar ile bütün eklemlerde mekanik olarak ayarlanabilir empedans (sertlik ve sönümlleme) değerleri ile çalışabilen biyomimetik esnek bir dış iskelet robot literatüre kazandırılmıştır. Geliştirilen bu dış iskelet robotun performansını denemek için bir dizi benzetim ve deneysel kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, bu projede biyomimetik bir dış iskelet robotun tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiş, kontrol çalışmaları cihaz üzerinde denenerek robotun temel performans değerlendirmeleri yapılmıştır.

Bu çalışma Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu tarafından 213M297 kodlu proje kapsamında desteklenmiş olup tüm proje personeli TÜBİTAK'a en içten teşekkürlerini sunmaktadır.

İÇERDEKİLER

ÖNSÖZ	ii
İÇERDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
TABLO LİSTESİ	xix
ÖZET	xx
ABSTRACT	xxi
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	3
2.1. Alt Uzun Dış İskelet Robotlar.....	3
2.2. Biyomekanik Yürüme Çevrimi	11
2.2.1. Basma Fazı (Stance Phase)	12
2.2.2. Salınım Fazı (Swing Phase).....	15
2.3. Dış İskelet Robotlar İçin Yumuşak Eyleyicilerin Gerekliliği Ve Alt Uzun Eklemlerde Olması Gereken Sertlik Aralıklarının Belirlenmesi	16
2.3.1. İnsan Vücudu Alt Uzun (Ayak Bileği, Diz ve Kalça) Eklemleri İçin Sertlik Tahmini	17
2.4. Sertliği Değiştirilebilir Yumuşak Eyleyici Tasarımları.....	26
2.4.1. Denge Konumu İle Düzenlenen Eyleyiciler.....	28
2.4.2. Antagonistlik-Etkileşim İle Düzenlen Eyleyiciler.....	29
2.4.3. Mekanik Düzenleme İle Sertliği Değiştirilebilir Eyleyiciler	30
2.4.4. Yapısal Değişiklik İle Düzenlenen Eyleyici Tasarımı.....	30
2.4.5. İletim Oranı İle Düzenlenen Eyleyiciler	31
2.5. Sönümlenmesi Değiştirilebilir Eyleyici (MR Fren) Tasarımı.....	35
2.5.1.MR Sıvı Ve Dönel MR Frenler	35
2.5.2. Tambur Tipi Dönel MR Frenler	37
2.5.3. Disk Tipi MR Frenler	42
2.5.4. Çok Diskli MR Frenler	45
2.5.5. Karma (Hybrid) Tip MR Frenler	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	53
3.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Tasarımı İçin Simülasyon Çalışmaları.....	53
3.1.1. Antagonistlik, Ön gerilmeli Ve İletim Oranı İle Sertliği Düzenlenen Eyleyici Denklemleri.....	54

3.1.2. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyiciyi Tasarımı Oluşturan Bileşenlerin Seçimi	65
3.1.3. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyicinin Katı Model Tasarımı Ve Prototip Üretimi	72
3.1.4. Üretim Ve Montaj	74
3.2. Sönümlemesi Değiştirilebilir Eyleyici (Manyeto-Reolojik Fren) Simülasyon Çalışması Ve Mekanik Tasarımın Oluşturulması.....	78
3.2.1. Özgün T-Şekli Rotor Çok Kutuplu MR Fren Tasarımının Geliştirilmesi Ve Benzer Tasarımlar İle Karşılaştırması, Simülasyon Çalışmaları, Katı Model Tasarımı, Prototip Üretimi Ve Sürücü Kart Tasarımı	83
3.2.2. Dış İskelet Robotun Her Eklemi İçin MR Frenin Kompakt Versiyonunun Tasarımı Ve Üretimi.....	104
3.3. Dış İskelet Robot Simülasyon Modelinin Kurulması	117
3.3.1. İnsan Modeli İçin Blok Diyagramlarının Oluşturulması.....	118
3.3.2. Dış İskelet Robotun İnsan Modeli Üzerine Giydirilmesi	127
3.3.3. Simülasyon Sonuçları	135
3.4. Alt Uzun Dış İskelet Robotun Bütün Olarak Tasarımı Ve Sonlu Elemanlar Analizi	140
3.4.1. Ayak Bileği Dış İskelet Robot Tasarımının Güncellenmesi	140
3.4.2. Diz ve Kalça Eklemi Dış İskelet Robot Tasarımını.....	142
3.4.3. Gövde-Sırt Bağlantısı Dış İskelet Robot Tasarımı	144
3.4.4. Komple Alt Uzun Dış İskelet Robot.....	145
3.4.5. Dış İskelet Robotun Sonlu Elemanlar Analizi.....	147
3.5. Alt Uzun Dış İskelet Robotun Montajı Ve Üretimi	153
3.5.1. Alt Uzun Dış İskelet Robot Üretimi	154
4. BULGULAR	163
4.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Empedans Kontrol Uygulaması	163
4.2. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyicinin Pozisyon Kontrolü	174
4.2.1. Uygulanan Kontrol Algoritmaları.....	174
4.2.2. Deney Sonuçları	184
4.3. EMG Tabanlı Sertlik Kestirimi Ve Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Üzerinde Uygulaması	194
4.3.1. EMG Sinyal İşleme.....	196
4.3.2. Sinyal İşleme Yöntemleri.....	197
4.3.3. Sinyal İşleme Testleri	199
4.3.4. EMG Sinyallerine Karşılık Ayak Bileği Moment Ve Sertlik Kestirimi Testleri	201

4.3.5. EMG Sinyalleri İle Kestirilen Ayak Bileği Sertlik Değerlerinin Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Üzerinde Gerçek Zamanlı Uygulanması.....	209
4.4. MR Fren Deneyleri Ve Sonuçların Değerlendirilmesi.....	213
4.4.1. T Şekil Rotorlu, Stator Sarım Ve Rotor Sarım Tiplerindeki MR Frenlerin Deneyleri	213
4.4.2. 4 Kutuplu Kompakt Versiyon MR frenlerin Deney Sonuçları Oluşan Tork Değerleri	222
4.5. Sönümlemesi Ve Sertliği Değiştirilebilir Karma Eyleyicinin Test Uygulaması	224
4.6. Dış İskelet Robotun Kullanıcı Baskın Kontrolü.....	229
4.6.1. Kullanıcı Baskın Kontrolü	229
4.6.2. Empedans Kontrol Uygulaması	232
4.6.3. Kullanıcı Baskın Kontrol Algoritması Uygulama Sonuçları	237
4.7. Dış İskelet Robotun Bir Bütün Olarak Robot Baskın Kontrolü	241
4.7.1. Kontrol Algoritması.....	241
4.7.2. Robot Baskın Kontrol Uygulaması.....	243
4.7.3. Robot Baskın Kontrol Uygulaması Sonuçları	246
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	248
KAYNAKLAR.....	256

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Hareket halindeki Lokomat (Colombo vd., 2000).....	4
Şekil 2.2. Lokohelp cihazıyla yürüme bandı üzerinde deneme yapan hasta (Freivogel vd., 2009)	5
Şekil 2.3. LOPES robot yapısı (Veneman vd., 2007)	6
Şekil 2.4. WalkTrainer konsepti (Bouri vd., 2006)	7
Şekil 2.5. ReWalk cihazı omurilik hasarı olan kullanıcıların yürümesine olanak sağlayan ince bir robottur (Argo Medical Technologies, 2011).....	8
Şekil 2.6. HAL kullanıcının mukavemetine yardım eden bir alt ve üst-vücut dış iskelet robotudur (Kawamoto ve Sankai, 2002)	9
Şekil 2.7. Bir kullanıcı tarafından giyilen BLEEX ve serbestlik dereceleri (Zoss vd., 2005).....	10
Şekil 2.8. Yürüme çevriminin (YÇ) şematik gösterimi (Perry, 1992; Rose ve Gamble, 2006)	11
Şekil 2.9. Ayak bileğinin sagittal düzlemdeki dorsal ve plantar-fleksiyon hareketi (Whittle, 2003).....	13
Şekil 2.10. Yürüme Çevrimi esnasında ayak bileğinin hareket aralığı (Perry, 1992)	13
Şekil 2.11. Diz ve kalçanın sagittal düzlemdeki hareketi (Whittle, 2003)	13
Şekil 2.12. Normal yürüme esnasında dizin hareket aralığı (Perry, 1992).....	14
Şekil 2.13. Normal yürüme esnasında kalçanın hareket aralığı (Perry, 1992).....	14
Şekil 2.14. Yürümede (a) ayak bileği, (b) diz ve (c) kalça eklemleri moment-açı grafiği (Shamaei vd., 2013).....	18
Şekil 2.15. Ayak bileği yürüme fazları (Shamaei vd., 2013)	19
Şekil 2.16. Diz eklemi yürüme ara fazları (Shamaei vd., 2013)	23
Şekil 2.17. Kalça eklemi yürüyüş ara fazları (Shamaei vd., 2013).....	25
Şekil 2.18. Sertliği değiştirilebilir eyleyiciler tipleri: (a) denge konumu ile düzenlenen eyleyici, (b) antagonistlik etkileşim ile düzenlenen eyleyici, (c) yapısal değişiklik ile düzenlenen eyleyici, (d) mekanik olarak düzenlenen eyleyici ve (e) iletim oranı ile düzenlenen eyleyici	27
Şekil 2.19. Bir seri elastik eyleyici kullanarak kuvvet kontrolü (Pratt vd., 1995)	29
Şekil 2.20. Antagonistlik dizilim için yayların kullanımının gösterilmesi (Vanderborgh vd., 2012)	29
Şekil 2.21. Mekanik empedans ayarlayıcısı (Morita ve Sugano, 1995)	31
Şekil 2.22. "Jack Spring" eyleyicisinin şematik resmi (Hollander vd., 2005)	31

Şekil 2.23. İletim oranı ile sertliği değiştirilen eyleyiciler için farklı düzenlemeler, (a) Pivot pozisyonu gezici, (b) Kuvvet kolu pozisyonu gezici, (c) Yay pozisyonu gezici.....	32
Şekil 2.24. AwAS-I tasarım konsepti ve şematik gösterimi (Jafari, 2010).....	33
Şekil 2.25. AwAS-II tasarım konsepti ve şematik görünümü (Jafari, 2011)	34
Şekil 2.26. (a) Tipik tambur tipi MR fren yapısı ve (b) temel çalışma prensibi (Huang vd., 2002; Senkal vd., 2009)	37
Şekil 2.27. (a) Tambur tipi ve (b) çevrilmiş tambur tipi tasarımlar (Nguyen ve Choi, 2012)	38
Şekil 2.28. Dönemeç şekilli manyetik akı yolunun elde edilmesi (Senkal vd., 2009)	39
Şekil 2.29. Tambur tipi MR fren çift sarımlı tasarım (Kikuchi ve Kobayashi, 2011).....	40
Şekil 2.30. (a) Dalga form diskli fren kesiti, (b) Klasik form ve dalga form diskler (Nam ve Ahn, 2009).....	41
Şekil 2.31. (a) Tipik bir disk tipi MR fren konsepti kesiti, (b) Gerekli ölçüleriyle verilmiş tipik disk tipi MR fren konfigürasyonu (Farjoud vd., 2008; Nyugen ve Choi, 2012)	43
Şekil 2.32. Disk tipi MR frenin kesit detayı (Li ve Du, 2003).....	43
Şekil 2.33. Sarım çekirdekleri optimize edilerek geometri verilmiş tasarım (Nam vd., 2007)	44
Şekil 2.34. Çok disk yapıları MR fren (Park vd., 2006).....	45
Şekil 2.35. Çift diskli, sarım konumu geliştirilmiş kompakt MR fren (Zhou vd., 2007)	46
Şekil 2.36. Çok diskten oluşan MR fren kesiti (Nyugen ve Choi, 2010).....	46
Şekil 2.37. Disk tipi dönel makaralarla donatılmış MR fren tasarımı (Nam ve Ahn, 2009)	47
Şekil 2.38. (a) ilk Hybrid MR fren konsepti: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2012).....	48
Şekil 2.39. (a) çift kutuplu tasarım: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2011).....	49
Şekil 2.40. (a) T şekilli karma MR fren konsepti: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2012).....	49
Şekil 2.41. (a) fırçasız doğru akım motoru ve (b) çok kutuplu MR fren Shiao vd. (2013, 2015) ..	51
Şekil 2.42. Elzem ölçülerle çok kutuplu MR fren konsepti Shiao vd. (2013, 2015)	52
Şekil 2.43. Rotor sarım çok kutuplu özgün tasarım.....	52
Şekil 2.44. T şekilli çok kutuplu özgün tasarım.....	53
Şekil 3.1. L uzunluğunda kuvvet koluna sahip sertliği değiştirilebilir eyleyici	55
Şekil 3.2. Doğrusal antagonist sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımının şematik gösterimi	56
Şekil 3.3. Ön gerilmeli bir eyleyici tasarımı şematik gösterimi	58
Şekil 3.4 İletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımının şematik resmi	60
Şekil 3.5. Düz yüzey yürüme esnasında ayak bileği eklemi açısı (a) ve moment (b) değerleri ...	62

Şekil 3.6. (a) Doğrudan bilek sertliği hesabı, (b) Modifiye edilmiş bilek sertliği hesabı	63
Şekil 3.7. (a) Antagonistlik, (b) ön gerilmeli ve iletim oranı ile düzenlenen tasarımların güç gereksinimleri	63
Şekil 3.8. (a) Antagonistlik, (b) ön gerilmeli ve (c) iletim oranı ile düzenlenen tasarımlarda harcanan enerji miktarı	64
Şekil 3.9. Antagonistlik, ön gerilmeli ve iletim oranı ile düzenlemelerde harcanan toplam enerji miktarları	64
Şekil 3.10. Tipik bir hareket birimi (Bishop, 2008)	65
Şekil 3.11. Birinci motorun vidalı mil-somun mekanizmasına düşen (a) kuvvet ve (b) hız grafikleri	66
Şekil 3.12. Birinci motor için (a) güç, (b) tork ve (c) hız grafikleri	67
Şekil 3.13. (a) İkinci motorun vidalı mil-somun mekanizmasına düşen kuvvet ve (b) hız grafikleri	67
Şekil 3.14. Maxon-305015 fırçasız DC motor için çalışma aralığı	68
Şekil 3.15. (a) İkinci motor için güç, (b) tork ve (c) hız grafikleri	68
Şekil 3.16. Maxon ESCON Module 50/5 (Sol) ve ESCON 70/10 Sürücüler (Sağ)	69
Şekil 3.17. Lineer potansiyometre	70
Şekil 3.18. (a) 60 kg yük hücresi ve (b) 200 kg yük hücresi3	71
Şekil 3.19. Ayak bileği ortezi	72
Şekil 3.20. Eyleyicinin denge konumundaki şematik (soldaki) ve montaj resmi (sağdaki)	73
Şekil 3.21. Tasarımı oluşturan mekanizma grupları	74
Şekil 3.22. Eyleyicinin en düşük (sol) ve en yüksek (sağ) sertlik konumları	75
Şekil 3.23. Eyleyicinin farklı konumları	76
Şekil 3.24. Eyleyicinin arkadan, önden, sağ yandan görünüşü ve ayağa adaptasyonu	77
Şekil 3.25. İnsan vücudu uzuv segment uzunlukları (Drillis ve Contini, 1966)	79
Şekil 3.26 (a) Ayak bileğinde sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan sönüm katsayısı, (b) pasif moment değerleri	81
Şekil 3.27 Diz eklemine sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan, (a) sönüm katsayısı ve (b) pasif moment değerleri	82
Şekil 3.28 Kalça eklemine sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan; (a) sönüm katsayısı ve (b) pasif moment değerleri	82
Şekil 3.29 T-şekilli çok kutuplu dönel MR fren tasarım parametreleri	82
Şekil 3.30. Stator sarım çok kutuplu MR fren düğüm düzeni	85

Şekil 3.31. (a) Stator sarım çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali	85
Şekil 3.32. Rotor sarım çok kutuplu MR fren düğüm düzeni.....	87
Şekil 3.33. (a) Rotor sarım çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali	88
Şekil 3.34. T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren düğüm düzeni	88
Şekil 3.35. (a) T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali	88
Şekil 3.36. Stator sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü	93
Şekil 3.37. Rotor sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü	93
Şekil 3.38. T şekilli rotorlu sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü	93
Şekil 3.39. Stator sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü detay görünümü	94
Şekil 3.40. Rotor sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü detay görünümü	94
Şekil 3.41. T-şekilli rotorlu sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü görünümü ..	94
Şekil 3.42. Stator sarım çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti	95
Şekil 3.43. Rotor sarım çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti	95
Şekil 3.44. T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti.....	95
Şekil 3.45. 3 ayrı MR frene ait Tork-Akım eğrisi.....	96
Şekil 3.46. Stator sarım MR fren tasarımının patlatılmış (demontaj) görünümü	97
Şekil 3.47. Rotor sarım MR fren tasarımının patlatılmış (demontaj) görünümü	97
Şekil 3.48. T şekilli rotorlu MR fren tasarımının patlatılmış görünümü.....	98
Şekil 3.49. Stator sarımlı - çok kutuplu - MR fren parça imalatı.....	100
Şekil 3.50. Rotor sarımlı - çok kutuplu - MR fren parça imalatı	100
Şekil 3.51. T-şekilli rotor - çok kutuplu - MR fren parça imalatı	101
Şekil 3.52. MR frenin sertliği değiştirilebilir dış iskelet robota montajı	102
Şekil 3.53. Akım regülatörü devre şeması	103
Şekil 3.54. Akım regülatörü devresi breadboard devresi üzerinde uygulaması	103
Şekil 3.55. 6 kutuplu rotor sarımlı tasarıma ait tasarım parametreleri ve içyapı konsepti	105
Şekil 3.56. 4 kutuplu rotor sarımlı tasarıma ait tasarım parametreleri ve içyapı konsepti	105
Şekil 3.57. 4 Kutuplu yapı için (a) Manyetik alan yoğunluğu (b) Manyetik alan şiddeti (c) Manyetik alan vektörü	108
Şekil 3.58. 6 Kutuplu yapı için (a) Manyetik alan yoğunluğu (b) Manyetik alan şiddeti (c) Manyetik alan vektörü	109

Şekil 3.59. Manyetik alan şiddeti karakteristiği (a) 4 kutuplu tasarım (b) 6 kutuplu tasarım	110
Şekil 3.60. 4 kutuplu tasarım ve 6 kutuplu tasarım için Tork akım grafiği	110
Şekil 3.61. 4 kutuplu tasarım orta kesit görünümü (a) Önden ve (b) Yandan	111
Şekil 3.62. 4 kutuplu tasarım 3D kesit çizim görünümü (katı modeli)	112
Şekil 3.63. 4 kutuplu MR fren parçaları montaj öncesi görünümü	113
Şekil 3.64. 6 adet üretilen 4 kutuplu MR frenlerin montaj sonrası kullanıma hazır görünümleri	114
Şekil 3.65. 4 kutuplu MR frenlerin montaj sonrası kullanıma hazır görünümleri	114
Şekil 3.66. MR fren (a) Sürücü devre şeması (b) İmal edilen sürücü kartı.....	115
Şekil 3.67. (a) Akım regülatörü karakteristiği (b) profesyonel üretim devre	115
Şekil 3.68. 4 kutuplu tasarım orta kesit (a) Önden ve (b) Yandan görünümü	116
Şekil 3.69. T şekil rotorlu tasarım orta kesit (a) Önden ve (b) Yandan görünümü	116
Şekil 3.70. İnsan modelinin sol ayak bileği blok diyagramı ve simülasyonu	119
Şekil 3.71. İnsan modelinin sol diz eklemi blok diyagramı ve simülasyonu	120
Şekil 3.72. İnsan modelinin sol kalça eklemi blok diyagramı ve simülasyonu.....	121
Şekil 3.73. İnsan modelinin gövde ve sol uzuv bağlantıları blok diyagramı ve simülasyonu	122
Şekil 3.74. İnsan modelinin sağ kalça eklemi blok diyagramı ve simülasyonu	123
Şekil 3.75. İnsan modelinin sağ diz eklemi blok diyagramı ve simülasyonu	124
Şekil 3.76. İnsan modelinin sağ ayak bileği blok diyagramı ve insan modeli simülasyonu	125
Şekil 3.77. İnsan modelinin genel blok diyagramı	126
Şekil 3.78. İnsan modelinin simülasyon (a) Ön ve (b) izometrik görüntüsü	126
Şekil 3.79. Dış iskelet robot sol ayak uzvu ile insan modelinin sol ayak uzvu bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu.....	128
Şekil 3.80. Dış iskelet robot sol ayak bileği bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu.....	129
Şekil 3.81. Dış iskelet robot sol diz eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu.....	130
Şekil 3.82. Dış iskelet robot sol kalça eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu.....	131
Şekil 3.83. Dış iskelet robot sağ kalça eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu.....	132
Şekil 3.84. Dış iskelet robot sağ diz eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu	133
Şekil 3.85. İnsan modeline giydirilen dış iskelet robotun genel blok diyagramı.....	134
Şekil 3.86. İnsan modeline giydirilen dış iskelet robot simülasyonu; (a) ön ve (b) izometrik görüntüsü.....	134
Şekil 3.87. Kontrol algoritması akış diyagramı	136
Şekil 3.88. İnsan modelinin ayak bileği, diz ve kalçadaki normal tork değerleri (Dış iskelet robot giydirilmeyen insan modeli)	137

Şekil 3.89. Dış iskelet robot eklendikten sonra ayak bileği, diz ve kalçaya etkiyen ekstra tork değerleri	138
Şekil 3.90. Kontrollü dış iskelet robot giydirilen insan modeli ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin tork değerleri	139
Şekil 3.91. Normal İnsan modeli, kontrolsüz dış iskelet robot giydirilen insan modeli ve kontrollü dış iskelet robot giydirilen insan modelinin ayak bileği, diz ve kalça eklemleri tork değerleri.....	139
Şekil 3.92. Yürüme çevrimi esnasında ayak bileğinin hareket aralığı	140
Şekil 3.93. Önceki sertliği değiştirilebilir ayak bileği tasarımı (soldaki) ve güncellenmiş daha kompakt tasarım (sağdaki)	141
Şekil 3.94. Ayak bileğinin plantar-fleksiyon (soldaki) ve dorsal-fleksiyon (sağdaki) hareketi.....	141
Şekil 3.95. Uzun boy ayar mekanizmasının farklı konumlardaki gösterimi	142
Şekil 3.96. Kalça ekleminin fleksiyon (soldaki) ve ekstansiyon (sağdaki) hareketi	143
Şekil 3.97. Kalça eklemi uzun ayar mekanizmasının farklı bireyler için ayarlanması	143
Şekil 3.98. Diz ve kalça dış iskelet robotlarının bütün halindeki tasarımı	144
Şekil 3.99. Sırt bağlantısı ve göğüs ortezinin arkadan (soldaki) ve önden (sağdaki) görüntüleri	145
Şekil 3.100. Komple dış iskelet robot tasarımı önden (soldaki) ve yandan (sağdaki) görüntüsü	146
Şekil 3.101. Komple dış iskelet robot tasarımının farklı pozisyonları	147
Şekil 3.102. Ayak bileği dış iskelet robot için Gerilme (A) ve Sehim (B) değerleri	149
Şekil 3.103. Diz eklemi dış iskelet robot için Gerilme (A) ve Sehim (B) değerleri	149
Şekil 3.104. Kalça eklemi dış iskelet robot için Gerilme (A) ve Sehim (B) değerleri.....	150
Şekil 3.105. Kompakt diz ve kalça dış iskelet robot için Gerilme (A) ve Sehim (B) değerleri	150
Şekil 3.106. Tek bir bacak dış iskelet robot için Gerilme (A) ve Sehim (B) değerleri	151
Şekil 3.107. Alt uzuv dış iskelet robot Gerilme (soldaki) ve Sehim (sağdaki) değerleri (Yandan)	151
Şekil 3.108. Alt uzuv dış iskelet robot Gerilme (soldaki) ve Sehim (sağdaki) değerleri (Önden)	152
Şekil 3.109. Komple dış iskelet robot tasarımı bileşenleri	153
Şekil 3.110. Kuvvet sensör bağlantılarının gösterimi.....	154
Şekil 3.111. Alt uzuv dış iskelet robotun önden ve arkadan görüntüsü	155
Şekil 3.112. Alt uzuv dış iskelet robotun sol yan ve sağ yan görüntüsü	156

Şekil 3.113. Dış iskelet robotun farklı eklem açıklarında sol yan ve sağ yan görüntüsü	156
Şekil 3.114. Dış iskelet robotun motor bağlantıları.....	157
Şekil 3.115. Dış iskelet robotun baldır ve uyluk kısımları kısmı	158
Şekil 3.116. Dış iskelet robotun insan bacağına bağlantı kısımları.....	159
Şekil 3.117. Kullanıcı üzerine giydirilen alt uzuv dış iskelet robotun önden görünümü	160
Şekil 3.118. Kullanıcı üzerine giydirilen alt uzuv dış iskelet robotun arkadan görünümü	161
Şekil 3.119. Geliştirilen dış iskelet robotun MR frenler ile birleştirilmiş hali.....	162
Şekil 4.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Kapalı Çevrim Empedans Kontrolü ve Sertlik Değiştirme Mekanizması Pozisyon Kontrol Algoritması	164
Şekil 4.2. Modüler empedans kontrol algoritması için kuvvet algılayıcılarının dış iskelet robota entegrasyonu	165
Şekil 4.3. Empedans Kontrol - Şeffaflık performansı deney düzeneği (Bu deney düzeneğinde prototipin ayağa karşılık gelen kısmı tabana sabitlenmiştir, bacak kısmı ise serbesttir. Kullanıcı kuvvet sensöründen tutarak farklı hız ve ivmelerde bacağı hareket ettirmektedir)	166
Şekil 4.4. Düşük sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with low stiffness).....	167
Şekil 4.5. Orta sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with middle stiffness)	167
Şekil 4.6. Yüksek sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with high stiffness)	168
Şekil 4.7. Düşük sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with low stiffness)	168
Şekil 4.8. Orta sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with middle stiffness)	169
Şekil 4.9. Yüksek sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with high stiffness).....	169

Şekil 4.10. Değişen sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with variable stiffness)	170
Şekil 4.11. Geri beslemeli kuvvet/tork kontrolü referans tork takibi performans deney düzeneği	171
Şekil 4.12. Düşük sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri: (a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (d) $f=2.4\text{ Hz}$	172
Şekil 4.13. Orta sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri: (a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (d) $f=2.4\text{ Hz}$	172
Şekil 4.14. Orta sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri: (a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (d) $f=2.4\text{ Hz}$	173
Şekil 4.15. Standart PID denetimi	175
Şekil 4.16. Kayma yüzeyi (Şenol, 1999)	177
Şekil 4.17. LQR Denetleyicisi (Muratoğlu ve Alkaya, 2014)	178
Şekil 4.18. FLC algoritması üyelik fonksiyonları trimf tipi (a “e”, b “ de/dt ”, c “volt”)	179
Şekil 4.19. Bulanık PD algoritmasının MATLAB® SimMechanics blok diyagramı	180
Şekil 4.20. MATLAB® Bulanık yüzey görünümü	181
Şekil 4.21. MATLAB® Bulanık 3D yüzey görünümü	182
Şekil 4.22. Bulanık PD + PID algoritması blok diyagramı	183
Şekil 4.23. Bulanık PD + I algoritması blok diyagramı	184
Şekil 4.24. Sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robotunun deney düzeneği ve uygulanan bozucu kuvvetlerin gösterimi	185
Şekil 4.25. 5°'lik bozucusuz adım fonksiyonunun (a) yüksek sertlikteki, (b) orta sertlikteki ve (c) düşük sertlikteki farklı kontrolcülerin cevap eğrileri	186
Şekil 4.26. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun yüksek sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	187
Şekil 4.27. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun orta sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	187
Şekil 4.28. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun düşük sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	188
Şekil 4.29. 10°'lik bozucusuz sinüs fonksiyonunun (a) yüksek sertlikteki, (b) orta sertlikteki ve (c) düşük sertlikteki kontrolcü cevap eğrileri	189

Şekil 4.30. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun yüksek sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	190
Şekil 4.31. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun orta sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	190
Şekil 4.32. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun düşük sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet.....	191
Şekil 4.33. Basitleştirilmiş ayak bileği kas-iskelet modeli yapısı	194
Şekil 4.34. Ayak bileği hareketinde önemli kaslar	195
Şekil 4.35. Veri bölümlleme işlemi	196
Şekil 4.36. EMG sensörlerinin ayak bileği kaslarına adaptasyonu	199
Şekil 4.37. Ayak bileği uzatma ve bükme hareketi sırasında Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyali	200
Şekil 4.38. Ayak bileği uzatma ve bükme hareketi sırasında Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyali	200
Şekil 4.39. Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyaline öznitelik çıkarım yöntemlerinin uygulanması.....	201
Şekil 4.40. Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyaline öznitelik çıkarım yöntemlerinin uygulanması.....	201
Şekil 4.41. Ayak bileği sertlik kestirimi için veri toplama deney düzeneği	202
Şekil 4.42. Parametre kestirimi için Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyali	203
Şekil 4.43. Parametre Kestirimi için Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyali.....	203
Şekil 4.44. Parametre Kestirimi için toplanan tork verileri	204
Şekil 4.45. EMG OK öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri.....	205
Şekil 4.46. EMG OMD öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri.....	205
Şekil 4.47. EMG sg öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri.....	206
Şekil 4.48. EMG EİD öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri.....	206
Şekil 4.49. EMG OGD öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri.....	207

Şekil 4.50. EMG FMSSD öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri	207
Şekil 4.51. EMG v-De öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri	2084
Şekil 4.52. EMG Log-De öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri	208
Şekil 4.53. Parametre kestirimi deneylerinde ayak bileği aç ölçümleri	209
Şekil 4.54. Kestirilen ayak bileği sertlik değerleri	209
Şekil 4.55. Sertliği değiştirilebilir eyleyicinin ve EMG sensörlerini kullanıcıya adapte edilmiş haldeki deney düzeneği	210
Şekil 4.56. Sertliği değiştirilebilir eyleyici EMG tabanlı sertlik kontrolü ve empedans Kuvvet kontrol algoritması	211
Şekil 4.57. Sabit orta sertlik ile empedans kontrol deneyleri (a) bilek pozisyonu, (b) kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim torku	212
Şekil 4.58. EMG tabanlı sertlik kestirimini kullanarak değişken sertlik ile empedans kontrol deneyleri (a) bilek pozisyonu, (b) kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim torku	212
Şekil 4.59. Açık çevrim birim basamak Tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	214
Şekil 4.60. Kapalı çevrim birim basamak tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	215
Şekil 4.61. Açık çevrim sinüs dalga tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	216
Şekil 4.62. Kapalı çevrim sinüs dalga tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	216
Şekil 4.63. Basamak tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	217
Şekil 4.64. Açık çevrim sönümlleme tork cevabı $b=0.5$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	218
Şekil 4.65. Kapalı çevrim sönümlleme tork cevabı $b=0.5$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	219
Şekil 4.66. Açık çevrim sönümlleme tork cevabı $b=1$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	219

Şekil 4.67. Kapalı çevrim sönümleme tork cevabı $b=1$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	220
Şekil 4.68. Açık çevrim histeresis davranışı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	221
Şekil 4.69. Açık çevrim histeresis davranışı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı	221
Şekil 4.70. MR fren prototiplerinin akıma karşılık deneysel ve simulasyon tork grafikleri	222
Şekil 4.71. 4 Kutuplu kompakt olarak geliştirilmiş yeni versiyon MR fren teorik simülasyon ve deneysel tork sonuçları	223
Şekil 4.72. İletim oranı ile düzenlenen sertliği değiştirilebilir eyleyici	224
Şekil 4.73. Üretilen MR frenin sertliği değiştirilebilir dış iskelet robot ayak bileği eklemine adaptasyonu.....	225
Şekil 4.74. Biomimetik bir eklem dönüşürülmüş eşdeğer dinamik modeli	226
Şekil 4.75. Değişken Empedanslı Dış iskelet robot ayak bileği eklemine uygulanan açık çevrim konum kontrol algoritması	227
Şekil 4.76. Değişken empedanslı dış iskelet robot ayak bileği eklemine konum kontrolü için oluşturulmuş deney düzeneği.....	227
Şekil 4.77. Dış iskelet robot ayak bileği eklemine farklı sertlik ve sönüm katsayılarındaki birim basamak cevabı	228
Şekil 4.78. Kullanıcı baskın kontrol algoritması blok diyagramı	226
Şekil 4.79. Aykak bileği eklemineki sertliği değiştirilebilir eyleyici (SDE) için kapalı çevrim empedans kontrolü (üstteki), diz ve kalça eklemelerindeki seri elastik eyleyici (SEA) için kapalı çevrim empedans kontrolü (alttaki)	230
Şekil 4.80. Kullanıcı baskın kontrol algoritması için kuvvet sensörleri numaralandırması (sol ayak salınım fazında ve sağ ayak basma fazında iken)	231
Şekil 4.81. Kullanıcı baskın kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok Diyagramı	233
Şekil 4.82. Sol ayak bileği empedans kontrol algoritması	234
Şekil 4.83. Sol diz empedans kontrol algoritması	234
Şekil 4.84. Sol kalça empedans kontrol algoritması	235
Şekil 4.85. Sağ ayak bileği empedans kontrol algoritması	235
Şekil 4.86. Sağ diz empedans kontrol algoritması	236
Şekil 4.87. Sağ kalça empedans kontrol algoritması	236

Şekil 4.88. Sol ayak bileği empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	238
Şekil 4.89. Sol diz empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	238
Şekil 4.90. Sol kalça empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	239
Şekil 4.91. Sağ ayak bileği empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	239
Şekil 4.92. Sağ diz empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	240
Şekil 4.93. Sağ kalça empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)	240
Şekil 4.94. Alt uzuv dış iskelet robotun robot baskın kullanıcıya adaptasyonu	241
Şekil 4.95. Ayak bileğinde kullanılan sertliği değiştirilebilir eyleyici (SDE) için kapalı çevrim pozisyon kontrol algoritması (üstteki), diz ve kalça eklemleri için kullanılan seri elastik eyleyici (SEA) kapalı çevrim pozisyon kontrol algoritması	243
Şekil 4.96. Sağ ayak bileği pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı	244
Şekil 4.97. Sağ diz pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı	244
Şekil 4.98. Sağ kalça pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı	244
Şekil 4.99. Sol ayak bileği pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı	245
Şekil 4.100. Sol diz pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı	245
Şekil 4.101. Sol kalça pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı.....	245
Şekil 4.102. Sağ ayak bileği robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri	246
Şekil 4.103. Sağ diz robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri.....	246
Şekil 4.104. Sağ kalça robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri.....	247
Şekil 4.105. Sol ayak bileği robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri	247
Şekil 4.106. Sol diz robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri.....	247

Şekil 4.107. Sol kalça robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri.....248

TABLO LİSTESİ

Tablo 3. 1. Vücut segmentleri, ayak, bacak ve uyluk için antropometrik veriler	80
Tablo 3. 2. Manyetik çevrimdeki eşdeğer özelliklerin manaları	86
Tablo 3. 3. Stator sarım çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler	92
Tablo 3. 4. Rotor sarım çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler	92
Tablo 3. 5. T-şekil rotorlu çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler ..	92
Tablo 3. 6. 4 kutup ve 6 kutup yapıların sabit geometrik parametreleri	106
Tablo 3. 7. Her iki tasarım için optimize edilecek parametrelerin optimizasyon aralığı	107
Tablo 3. 8. Optimum parametre değerleri	108
Tablo 3. 9. Kutuplu rotor sarım MR fren dış çap ölçüleri ve tork performans kriter değeri	113
Tablo 3. 10. T şekil rotorlu ve 4 kutuplu kompakt MR fren tasarımlarının özellikleri	117
Tablo 4.1. Ziegler ve Nichols metoduna göre denetim organı ayar değerleri (Yüksel, 2012)	175
Tablo 4.2. Bulanık PD algoritmasının kuralları (Khosla vd., 2013)	180
Tablo 4.3. Bozucusuz ve yüksek sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	192
Tablo 4.4. Bozucusuz ve orta sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	192
Tablo 4.5. Bozucusuz ve düşük sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	192
Tablo 4.6. Bozuculu yüksek sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	193
Tablo 4.7. Bozuculu orta sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	193
Tablo 4.8. Bozuculu düşük sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması	193
Tablo 4.9. Farklı öznitelikler kullanılarak biyomekanik parametrelerin kestirimi ve kestirilen parametreler ile doğrulama ölçümleri üzerindeki RMS hataları	204

ÖZET

Dış iskelet robotlar, insan uzuvları ile etkileşim halinde çalışan, giyilebilir elektromekanik yapılardır. Bu robotlar, yürüme engeli olan ya da yaşlı kişilerde yardımcı uzuv, felçli kişilerde rehabilitasyon ve sağlıklı insanlarda güç artırımı amacı ile kullanılmaktadır. Bu projede, insan vücudu eklemlerinin biyomekanik davranışlarından esinlenilerek enerji verimli, kararlı, güvenli, esnek ve kullanıcı ile uyumlu bir alt uzuv dış iskelet robotun biyomimetik tasarımı ve denetimi amaçlanmaktadır.

İnsan vücudunun sinir-kas sistemi, bağlı bulundukları eklemlerde sertlik ve sönümlemeyi devamlı değiştirerek esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Bu projede geliştirilen dış iskelet robotun bilek eklemlerinde hem sertlik hem de sönümleme değerlerini bağımsız değiştirebilen karma eyleyici tasarımı, diz ve kalça eklemlerinde ise seri elastik eyleyici ile sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici içeren karma eyleyici tasarımları kullanılmıştır. Böylece, bütün eklemlerde mekanik olarak ayarlanabilir empedans (sertlik ve sönümleme) değerleri ile çalışabilen biyomimetik esnek bir dış iskelet robot literatüre kazandırılmıştır. Dış iskelet robotun geliştirilmesi aşamasında, sertliği değiştirilebilir eyleyiciler, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler ve dış iskelet robotun bütünü için benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir ve dış iskelet robotun bir bütün olarak üretimi yapılmıştır. Bu dış iskelet robotun kontrol performansını denemek için de bir dizi deneysel kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bu deneysel çalışmalar; sertliği değiştirilebilir eyleyicinin empedans kuvvet kontrol ve pozisyon kontrol deneyleri, insan bilek sertliğinin EMG sinyalleri tabanlı gerçek zamanlı olarak kestirimi, bunun sertliği değiştirilebilir eyleyiciye uygulanması, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyicinin istenen sönümleme torklarının kontrolü deneyleri, bu iki eyleyicinin birleşiminden oluşan karma eyleyicinin deneysel performans çalışmaları ve daha sonrada geliştirilen dış iskelet robotun kullanıcı-baskın ve robot-baskın kontrol deneyleridir. Böylelikle, bu projede biyomimetik bir dış iskelet robotun tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiş, kontrol çalışmaları deneysel olarak denenerek robotun temel performans değerlendirmeleri yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Dış iskelet robot, sertliği değiştirilebilir eyleyici, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici, kuvvet kontrolü, pozisyon kontrolü, EMG tabanlı sertlik kestirimi, insan-robot etkileşimi, kullanıcı-baskın kontrol, robot-baskın kontrol.

ABSTRACT

Exoskeleton robots are wearable electromechanical structures which can work interacting with human limbs. These robots are used as assistive limb, rehabilitation and power augmentation purposes for elderly or disabled person, paralyzed person and healthy person respectively. This project aims at designing and controlling of a lower limb exoskeleton robot which is energy efficient, stable, safe and user compatible by the inspiration of the human body joint biomechanical behaviors and neuro-muscular control.

Human body neuro-muscular system varies stiffness and damping of the human joints regularly and thus provides flexible and stable movement capability. An hybrid actuator design varying stiffness and damping independently in the ankle joints and another hybrid actuator design including series elastic actuator and variable damping actuator in the knee and hip joints were used in the exoskeleton robot developed in this project. Hence, a biomimetic compliant exoskeleton robot operating with mechanically adjustable impedance coefficients (stiffness and damping) is contributed to the literature. During the development stage of the exoskeleton robot, some simulation studies were carried out for all variable stiffness, variable damping actuators and whole exoskeleton robot. In addition, a set of experimental control studies was conducted to evaluate the control performance of this exoskeleton robot. These experimental studies are impedance force control experiments of the variable stiffness actuators, position control experiments of the variable stiffness actuators, real time estimation experiments of human ankle joint stiffness based on EMG signals, applying those on the variable stiffness actuators, desired torque and damping experiments of the variable damping actuators, experimental performance studies of the hybrid actuators including these two types and then user in charge and robot in charge experiments of the whole exoskeleton robot. In this way, a biomimetic lower limb exoskeleton robot was designed and manufactured, and its performance was evaluated with a set of experimental control studies.

Keywords: Lower limb exoskeleton robot, variable stiffness actuator, variable damping actuator, force control, position control, EMG based stiffness estimation, human-robot interaction, user in charge control, robot in charge control.

1. GİRİŞ

Gelişen robot ve bilgisayar teknolojileri ile birlikte dış iskelet robotların, felçli kişilerin rehabilitasyon tedavisi, sağlıklı insanlarda güç artırımı ve yaşlı ya da bedensel engelli kişilerde yardımcı uzuv olarak uygulanması gibi alanlarda kullanımı her geçen gün artmaktadır. Beklentileri karşılayabilmek ve daha iyi sonuçlar alabilmek için dış iskelet robotların iyileştirilmesine yönelik araştırmalar derinlemesine devam etmektedir. Dış iskelet robotlar kullanıcı ile devamlı etkileşim halinde çalıştıkları ve gezici robotlar oldukları için bu robotlarda kullanılan eyleyicilerin kullanıcı açısından güvenli ve elektriksel güç gereksinimi açısından verimli olmaları gerekmektedir. Bu nedenle, elektrik motoru, hidrolik eyleyici gibi güçlü ve sert eyleyicilerin dış iskelet robotlarda doğrudan kullanılmaları uygun değildir. Buna alternatif olarak, sertliği değiştirilebilir yumuşak eyleyiciler dış iskelet robotlarda kullanılmaya başlanmıştır. İnsansı robotlarda ve insanlarla etkileşim halinde çalışan diğer robot uygulamalarında da kullanılmaya başlanan sertliği değiştirilebilen eyleyicileri iyileştirmeye yönelik çalışmalar halen devam etmektedir. Dış iskelet robotlar insan vücudu ile devamlı etkileşim halinde çalıştıkları için bu robotlar ile insan vücudunun iskelet ve kas sistemi arasındaki benzerliğin en üst seviyelere çıkarılması gerekmektedir. Gerçekleştirilen bu projede, dış iskelet robotun tasarımında insan vücudunun eklemlerinin biyomekanik yapısı örnek alınmaktadır. İnsan vücudunun kas sistemi, bağlı bulundukları eklemlerin sertliğini ve sönümlemesini değiştirerek insan vücuduna farklı eylemler için minimum enerji sarfıyatı ile esnek ve kararlı hareket kabiliyetleri sunmaktadır. Sertliği değiştirilebilen eyleyiciler ile manyeto-jeolojik (MR) frenler gibi sönümleme etkisini değiştirebilen eyleyicileri birlikte kullanarak oluşturulan karma eyleyicilerin eklemlerde kullanılması, tasarlanan dış iskelet robota adeta insan uzuvlarına benzer bir hareket kabiliyeti kazandırmaktadır.

Proje çalışmalarına ilk olarak literatürde var olan dış iskelet robot tasarımlarının gözden geçirilmesi ve insan vücudu alt uzuv eklemlerinin biyomekanik literatür çalışmalarını araştırarak başlanmıştır. Bu biyomekanik çalışmalardan, insan vücudu bilek ekleminde yürüme sertliği sürekli değiştiği, diz ve kalça eklemleri için ise sabit değerlerde kaldığı anlaşılmaktadır. Yapılan literatür araştırmalarında günümüzde geliştirilmekte olan insansı robotlarda bu özelliği sağlamak amacı ile sertliği değiştirilebilir eyleyicilerin geliştirilmeye başlandığı ve bu eyleyicilerin insansı robotlarda kullanılmaya başlandığı anlaşılmaktadır. Ancak sadece sertliğin değiştirilebilir olması yürüme esnasında ya da herhangi bir dış etki sırasında kararlılık için yeterli değildir. Bu nedenle,

sertliği değiştirilebilir eyleyici ile birlikte sönümlemesi değiştirilebilir eyleyicinin birlikte kullanılması bu robotların performansını en üst düzeylere çıkaracağı sonucuna varılmıştır. Bu nedenle geliştirdiğimiz robotta hem sertliği hem de sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici kullanılmasının en iyi çözüm olacağı düşünülmüştür. Bu doğrultuda literatürde var olan sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımları ve sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici olarak manyeto-reolojik fren tasarımları araştırılmıştır. Bu araştırmalar sonucu en uygun tasarımlar göz önünde bulundurularak simülasyon çalışmaları ile birlikte sertliği ve sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler için özgün tasarımlar oluşturulmuş ve bu özgün tasarımların birer prototipi geliştirilmiştir. Geliştirilen prototipleri dış iskelet robota adapte etmeden önce, bu eyleyiciler bireysel olarak kuvvet kontrolü, pozisyon kontrolü ve sönüm kabiliyeti açısından bir dizi performans testlerine tabi tutulmuştur. Hatta bu deneysel çalışmalar esnasında bazı yenilikçi kontrol algoritmaları geliştirilmiştir. Örneğin bunlardan ilki, dış iskelet eklem ve uzuvları lineer olmayan bir sistem ihtiva etmektedir, dolayısı ile klasik PID kontrolü ile farklı sertlik değerlerinde etkili pozisyon kontrolü gerçekleştirmek mümkün değildir. Bu nedenle, bulanık mantık tabanlı doğrusal olmayan bir kontrol algoritması geliştirilmiş, böylece her eklem sertlik değerlerinde ve her eklem açılarında pozisyon kontrol performansı en iyi seviyelere yükseltilmiştir. Diğer taraftan, bilek eklemi için kullanıcı sertlik değerleri tahmin edilmeli, tahmin edilen bu sertlik değerlerinin taklit edilebilmesi için dış iskelet robota gönderilmelidir. Bu amaçla, EMG sensör sinyalleri kullanılarak gerçek zamanlı sertlik kestirimi yapan bir model geliştirilmiştir. Bu model sayesinde anlık olarak kestirilen sertlik değerleri robotun bilek eklemine gönderilebilmekte dolayısı ile robot çalışma esnasında sertlik değerlerini kullanıcıyı taklit ederek ayarlayabilmektedir. Bu projede geliştirilen dış iskelet robot hem sağlıklı kişilerde güç artırımı hem de felçli kişilerde yürüme yardımcısı olarak kullanılacağı için robotun her uzvuna bağımsız kuvvet sensörleri yerleştirilmiştir. Bu özellik robota her eklemden bağımsız kuvvet kontrolü özelliği kazandırmaktadır. Son olarak geliştirilen dış iskelet robot bir bütün olarak kullanıcı-baskın ve robot-baskın deneysel kontrol çalışmalarına tabi tutulmuştur. Bütün bu çalışmalarda elde edilen sonuçlar geliştirilen robotun esneklik ve kararlılık açısından dış iskelet robot teknolojisine önemli ölçüde katkı sağlayacağını göstermektedir. Ayrıca, ilerleyen zamanlarda bu biyomimetik esnek robot üzerinde, gerçekleştirilebilecek yeni kontrol algoritmaları ile literatüre çok daha fazla katkı yapılabileceği de açıktır.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

2.1. Alt Uzun Dış İskelet Robotlar

Bilimsel terimlerde, bir dış iskelet robot organizmayı destekleyen ve dış çevreden onu koruyan bir dış yapı olarak ifade edilmektedir. İnsan tarafından dışarıdan giyilen bir dış iskelet robot insana destek sağlama ve yük taşıma kabiliyetinin artmasına yardımcı olmaktadır. Ayrıca, bu robotlar yürüme engeli olan ya da yaşlı kişilerde yardımcı uzuv, felçli kişilerde rehabilitasyon ve sağlıklı insanlarda güç artırımı amacı ile kullanılmaktadır. İnsan uzuvları ile etkili bir şekilde çalışabilen bu robotlar, her insan uzvu için ayrı bir şekilde tasarlanabileceği gibi üst ve alt uzuv dış iskelet robotu olmak üzere bütün olarak da tasarlanabilmektedir.

Kısmi felçli hastaların alt uzuvlarının zayıflığının artırılmasına yönelik alanlarda, farklı araştırma grupları ve firmalar tarafından geliştirilip üretilen alt uzuv dış iskelet robot sistemleri bulunmaktadır. Bu tasarımlardan birisi İsviçre'deki Hocoma AG şirketi tarafından üretilen Lokomat rehabilitasyon robotudur. Bu robot yürüme rehabilitasyonu amacıyla kullanılmaktadır. Bu tasarım robotik yürüme ortezi, bir vücut ağırlığı destek sistemi (Lokobabis) ve bir yürüme bandından oluşmaktadır (Şekil 2.1). Bu cihaz diz ve kalça eklemlerini tahrik ederek sagittal düzlemde hastanın ayak hareketlerini kontrol etmektedir. Bu diz ve kalça eklemleri hassas bir vidalı mil ile özel üretilmiş sürücüler tarafından tahrik edilmektedir. Vidalı mil üzerindeki somun 150Watt mekanik güce sahip bir DC motor (Maxon RE40) tarafından bir dişli kayış sistemi ile tahrik edilmektedir. Yürüme bandı basma fazında ayak hareketini kontrol ederken, salınım fazında ayak bileği ekleminin dorsal-fleksiyon pasif bir ayak kaldırıncıyla elde edilmektedir. Ayrıca, kişinin leğen kemiği yatay düzlemde sabittir, fakat vücudu tutmak için kullanılan kemerler ve minderler leğen kemiğinin hafif dönmesine neden olmaktadır (Veneman vd., 2007).



Şekil 2.1. Hareket halindeki Lokomat (Colombo vd., 2000)

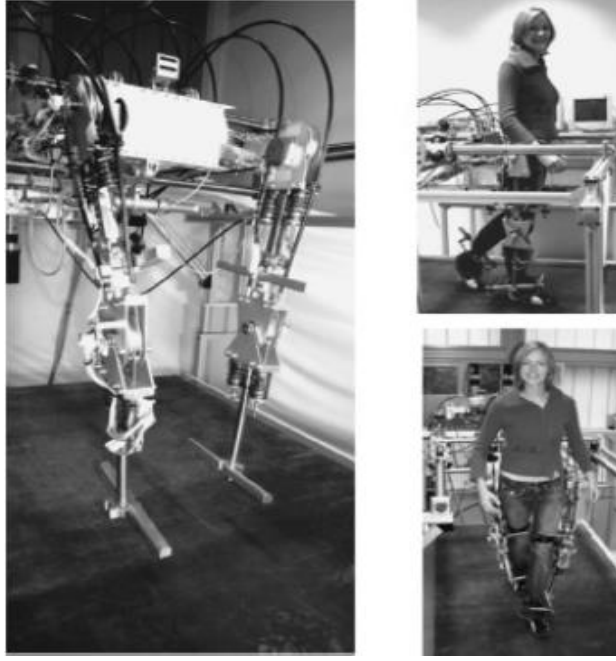
Bu alanda yapılan çalışmalardan birisi de Almanya'da Rehabilitasyon Enstitüsü'nde üretilmiş olan Lokohelp robotudur (Freivogel vd., 2008). Bu tasarım "end effector" prensibine dayanan bir elektromekanik yürüme-egzersiz sistemidir. Lokohelp beyin yaralanmalarından sonra yürümeyi iyileştirmek için geliştirilen yeni bir elektromekanik cihazdır. Bu cihaz bir motor-tahrikli yürüme bandının üzerine yerleştirilmiş ve yürüme bandı hareketi cihazın her iki yanına da yerleştirilmiş olan hareket kollarına iletilmektedir. Sırasıyla basma ve salınım fazlarını takip eden yürüme simülasyonu hareket kollarının takibiyle elde edilebilmektedir. Yürüme hızı 0'dan 2,5 km/saate kadar kişiye özgü olarak ayarlanabilmektedir. Adım uzunluğu 400 mm'de sabittir. Hasta vücut ağırlığını destekleyen bir koşu bandı ile sabitlenmektedir. Her bir bacak ayak bileği ekleminde 90 derecelik bir açı yapmasını sağlayan bir orteز içine yerleştirilmiştir. Daha sonra ortezler her iki yandaki hareket koluna bağlanmıştır (Şekil 2.2). Kütle merkezi hareketleri her iki yana yerleştirilmiş olan halatlarla ve hastanın tutunabilmesi için konulan ön çubuklarla kontrol edilmektedir. Fiziksel yardım (basma fazında diz ya da kalça ekstansiyon hareket kontrolü) hastanın durumuna göre sağlanmaktadır. Bu yeni yürüme egzersiz cihazı uygulaması umut verici ve uygulanabilir olmasına rağmen, cihazın verimi değerlendirilmemiş ve deneme kontrolü yapılmamıştır (Freivogel vd., 2008).



Şekil 2.2. Lokohelp cihazıyla yürüme bandı üzerinde deneme yapan hasta (Freivogel vd., 2009)

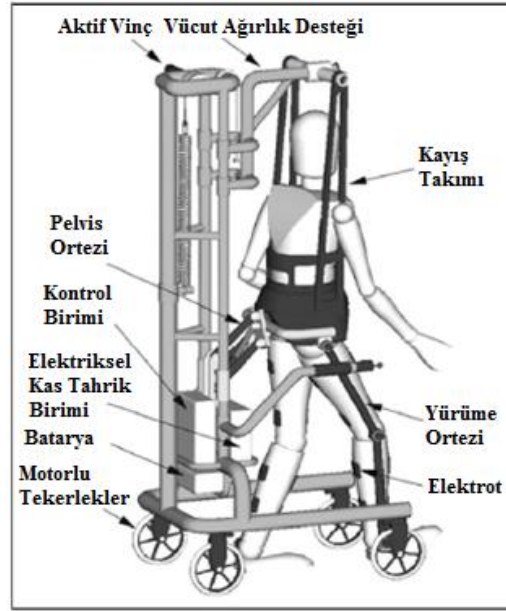
Kısmi felçli hastaların alt uzuvlarının güçsüzlüğünün giderilmesine yönelik yapılan diğer bir tasarım ReoAmbulator robotudur (Motorica, 2013). Bu robot vücut ağırlığı destek yürüme bandı üzerine yerleştirilmiş olan yeni bir robotik yürüme egzersiz cihazıdır. Bu cihaz gezme, denge, koordinasyon, duruş ve dayanıklılık sorunlarına neden olan nöromusküler fonksiyon bozukluklarına sahip hastaları rehabilite etmek amacıyla geliştirilmiştir. ReoAmbulator yürüme bandı üzerinde gezme esnasında hastanın bacağına yardım ederken yukarı pozisyonda hastayı güvenli bir şekilde tutmayı da sağlamaktadır. Sensörler çok sayıda fonksiyonu izlerken, sürekli olarak takip ederken ve hastanın ihtiyaçlarına göre hız ve gücü ayarlarken, geliştirilen yazılım bilgisayar sistemleriyle entegrasyonu yardımıyla ReoAmbulator cihazını çalıştırmaktadır.

Kısmi felçli hastaların alt uzuvlarının zayıflığının giderilmesine yönelik yeniden yürüme eğitimi alanında yapılan diğer bir cihaz Hollanda'daki Twente Üniversitesi tarafından üretilen LOPES'dir. Bu cihaz Lokomat'a benzemekte, fakat sagittal bölgedeki diz ve kalça eklemleri kontrolüne ek olarak LOPES, kalça eklemi abdüksiyon/addüksiyon hareketleri ile birlikte yatay düzlemde kalça kemiği, ön (frontal) düzlemde kalça kemiği translasyon hareketine izin vermek için ek serbestlik derecesine sahiptir. Bu tasarımın yapısı Şekil 2.3'te gösterilmiştir (Veneman vd., 2007).



Şekil 2.3. LOPES robot yapısı (Veneman vd., 2007)

Bu robotlar (Lokomat, LokoHelp, ReoAmbulator ve LOPES) koşu bantlı dış iskelet robot sistemleri rehabilitasyon merkezlerinde etkin ve verimli şekilde kullanılmaktadır. Bu ürünlerde genellikle hastanın vücut ağırlığı yukarıdan bağlanan iplerle istenen oranda dengelenmekte ve giyilen dış iskelet robotlarıyla koşu bandı üzerinde yürüme egzersizlerinin en az bir tedavi uzmanı eşliğinde gerçekleşmesi sağlanır. Bu robotlar hastayı mekâna (hastane ve fizik tedavi merkezi) ve tedavi uzmanına olan bağımlılıktan kurtaramamaktadır. Ayrıca, bu robotlar alt uzuv eklemlerini taklit edememekte ve sadece kişinin yukarıdan kemerlerle ya da iplerle bağlanarak dengede kalmasını sağlayıp yürüme hareketinde hastaya yardımcı olmaktadır. Bu robotların aksine, gelişen teknoloji ile ortaya çıkmaya başlayan gezici yardımcı robotlar ile hastaların dış ortamda herhangi bir kimseye ihtiyaç duymadan istedikleri yerlere gidip temel ihtiyaçlarını karşılayabilmesi ve de yardımcı bir sağlık elemanına ihtiyaç duymadan doktorlarının önerdikleri tedavi programları ile sürekli tedavi alabilmesi hedeflenmiştir. Bu hedef kapsamında değişik tipte ürünler oraya koyulmuştur. Bu ürünlerden birisi Swortec SA firması tarafından ortaya koyulan WalkTrainer robotudur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. WalkTrainer konsepti (Bouri vd., 2006)

Lokomotor eğitiminde fizyolojik olarak hassas ve doğru hareket yapmak gerekmektedir. Yürüme bandı eğitimi bu gereklilikten ortaya çıkmıştır. Fakat tedavi uzmanları için bu teknik, zaman ve enerji ihtiyacı bakımından oldukça zordur ve yürüme paternleri doğal zeminde yürümeden farklıdır. Bu proje kapalı-devre fonksiyonel simülasyonun yanı sıra kalça ve leğen kemiği ortezleri ile birlikte bir zeminde yürüme eğitimi amaçlamaktadır. Yapılmak istenen kasların aktif katılımıyla yürüme sürecinde belden aşağısı felçli kişilere rehberlik etmektir. Bu cihaz kasların motor şemaları geliştirilmesini

Sağlık elemanına ihtiyaç duymadan tasarlanmış dış iskelet sistemlerinden birisi de Argo Medical tarafından üretilen ReWalk cihazıdır (Şekil 2.5) (Argo Medical Technologies, 2011). Argo Medical Teknoloji omurilik hasarı olan kullanıcılar için mobil dış iskelet robotları geliştirmektedir. Bu firma günlük kullanım için kullanılabilecek küçük, hafif makineler yapmaya odaklanmıştır. Bu bağlamda iki farklı ürün ortaya koymuşlardır: ReWalk-I hastane kullanım için, ReWalk-P kişisel kullanım içindir (Argo Medical Technologies, 2011). ReWalk-I paraplejik felçli hastaların klinik anlamda rehabilitasyon ve fizik tedavi çalışmalarının yapılması için hastaneye kurulan modeldir. ReWalk-P ise engelli hastaların klinik eğitimlerini aldıktan sonra günlük ihtiyaçlarını karşılamak için kurulan modeldir. ReWalk dış iskeleti motorlu bacakların gücü ile diz ve kalça hareketini sağlamaktadır. İnsan anatomisine birebir benzeyen yürüme patentli teknolojisini kullanmaktadır.

Tüm gün kullanım için pille çalışan ReWalk, adıma başlamak için desteğe gerek kalmadan, yürüyüşü kendi kendine başlatabilen bilgisayar ve hareket sensörleri ile kontrol edilmektedir.



Şekil 2.5. ReWalk cihazı omurilik hasarı olan kullanıcıların yürümesine olanak sağlayan ince bir robottur (Argo Medical Technologies, 2011)

Tsukuba Üniversitesi'ndeki Cyberdyne araştırma grubunun geliştirdiği alt ve üst uzuv dış iskelet robotu versiyonları olan HAL cihazı, sağlık elemanına ihtiyaç duymadan tasarlanmış dış iskelet sistemlerinden birisidir (Şekil 2.6). HAL aslında bir güç artırım dış iskelet robotu olarak tasarlanmış, ancak tıbbi alanda uygulamaları da bulunmaktadır. İnsanın bacak kasları üzerine yerleştirilen EMG sensörleri ve yer reaksiyon kuvveti sensörleri kullanarak, diz ve kalçadaki elektrik eyleyicileri kontrol etmektedir. Bu cihaz taşınabilir bir güç kaynağına sahiptir, fakat sadece kullanan kişinin bacak kaslarına yardım etmektedir. Bu cihaz bir dış yük taşıyamamaktadır. Ayrıca bu cihaz motorlar tarafından direk olarak sağlanan torklar ve kuvvetler nedeniyle aktif bir cihazdır.



Şekil 2.6. HAL kullanıcının mukavemetine yardım eden bir alt ve üst-vücut dış iskelet robotudur (Kawamoto ve Sankai, 2002)

Dış iskelet robotların gezici hale getirilmeleri, bu robotların felçli kişilerde yardımcı uzuv olarak kullanılmasının yanında sağlıklı kişilerde güç artırımı uygulamalarında kullanımını başlatmış ve yeni tasarımların geliştirilmesine neden olmuştur. Sağlıklı kişilerin güç artırımı amacı ile kullanılan dış iskelet robotlardan en önemlisi California Berkeley Üniversitesi'nde geliştirilmiş olan BLEEX robotudur (Zoss vd., 2005). Şekil 2.7'de görüldüğü gibi, bu cihaz bir ortez ya da bir destek değildir; aksine yük taşıma kabiliyetine sahip otonom bir alt uzuv dış iskelet robotudur. Bu robot dört yeni özelliğe sahiptir. Birincisi, dış iskelet robotunun kendi ölçümleri ile dış iskelet robotunu kontrol eden yeni bir kontrol mimarisi geliştirilmiş. Bu durum kullanıcının neden olduğu kararsızlığı ortadan kaldırmaktadır. İkincisi, yüksek güçlü ve yüksek enerjili bir güç kaynağı dizisi geliştirilmiştir. Üçüncüsü, dış iskelet robot kontrolü için gerekli bütün eyleyici ve sensörlerin kablolama görevini azaltmak ve basitleştirmek için özel bir iletişim protokolü ve yazılımı geliştirilmiştir. Son olarak, güç tüketimini ve karmaşıklığı azaltmak için esnek ve çok yönlü bir mimari seçilmiştir.



Şekil 2.7. Bir kullanıcı tarafından giyilen BLEEX ve serbestlik dereceleri (Zoss vd., 2005)

Bu cihaz her bacak için 7 serbestlik derecesine (4 tahrik edilen ve 3 tahrik edilmeyen) sahip bir mobil dış iskelet robotudur. Tahrik edilen dört serbestlik derecesi: kalça fleksiyon/ekstansör, kalça abdüksiyon/adduksiyon, diz fleksiyon ve ayak bileği plantar-fleksiyon/dorsal-fleksiyon. Bu robotun tahrik edilmeyen serbestlik dereceleri: Kalça dönmesi, ayak bileği abdüksiyon/adduksiyon, ayak bileği dönmesi, ayakucu fleksiyon/ekstansiyon hareketleridir. Bu dış iskelet robotu kalça abdüksiyon/adduksiyon hareketine izin veren bir dış iskelet ile desteklendiğinde, tahrik edilmeyen kalça dönmesi pelvis dönmesine izin verirken, BLEEX pelvis sapmasına izin vermemektedir.

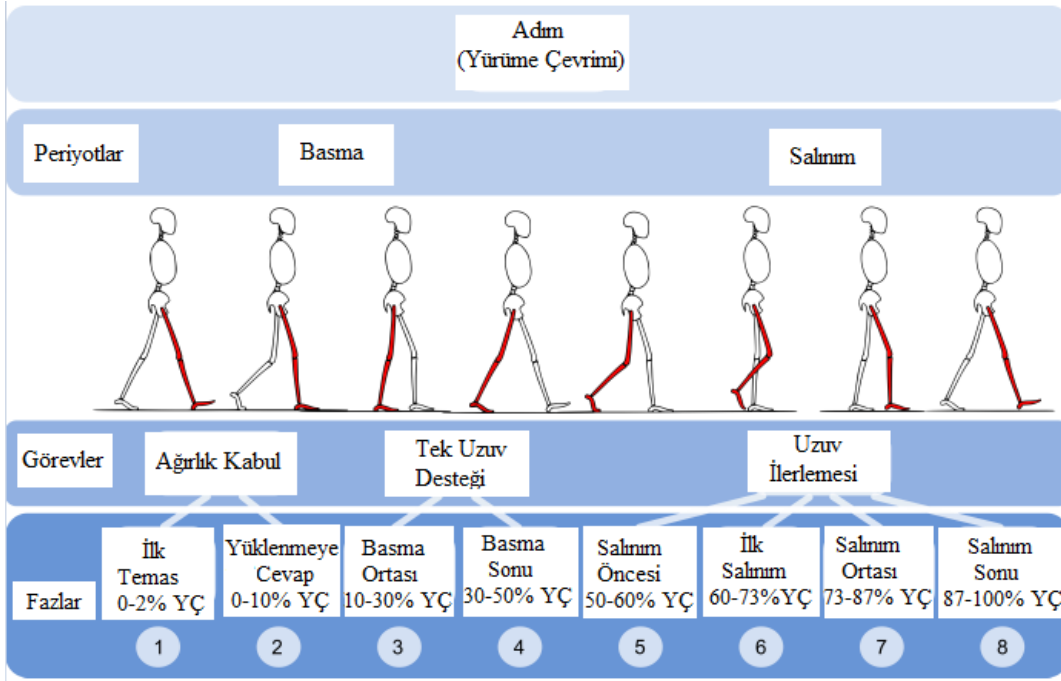
BLEEX ilk yük taşıma ve otonom alt uzuv dış iskelet robotudur. Bu robot şu anda var olan güçlü, başarılı yürüyen, hiçbir yere bağlı olmayan alt ekstremiter dış iskelet robotudur ve yürüme bandı üzerinde 1.3 m/s hıza ulaşabilmektedir (Chu vd., 2005).

Bu robot sistemlerinin test aşamaları devam etmekte olup günümüz uygulamaları üzerinde etkili bir şekilde kullanımına tam manasıyla geçilemediği görülmektedir. Bunun en büyük nedenleri tasarlanan sistemlerin çoğunun büyük ve hantal olması, en önemlisi de tam anlamı ile biyomimetik olmamalarıdır. Dış iskelet robotlarda yüksek biyomimetik özelliğine sahip bir tasarım ve denetim, robotun kullanıcı ile uyumunu, şeffaflığını (hastaya istenilen tedavi senaryosunu istenmeyen kuvvetlerden arındırarak tam olarak hissettirebilme ya da sağlıklı kişilerde yükü ve istenmeyen diğer kuvvetleri kullanıcıya hissettirmeden yere iletebilme), enerji verimliliğini ve kararlı hareket kabiliyetini önemli ölçüde arttıracaktır.

2.2. Biyomekanik Yürüme Çevrimi

İnsan yürümesi ile alakalı herhangi bir model ya da tasarım geliştirmeden önce yürüme çevrimi ve mekanizmasını anlamak gerekmektedir. İki ayaklı yürüme hareketi (bipedal walking), kaslar, kemikler, sinir sistemi ve yer çekimi arasındaki meydana gelen karmaşık bir etkileşimdir. İnsan vücudundaki bu sistemler insanın düşünmeden ve aşırı çaba göstermeden, düz, eğimli ve kaygan zeminlerde hareket etmesine olanak sağlamaktadır. Bu bölümde alt uzuvlar ve sagittal bölgedeki yürüme paternlerine odaklandığından dolayı, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerine göre yürüme çevrimi tanımlanmıştır. Burada yer düzlemi, yürüme çevriminin farklı fazları, açısal yer değiştirmeler ve ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin moment eğrileri sayesinde yürüme çevriminin tanımı ayrıntılı bir şekilde yapılmıştır. Ayrıca, yürüme çevrimindeki kasların rolü ve aktivasyon değişimleri de sunulmuştur.

Yürüme çevrimi iki ana alt fazdan oluşmaktadır: basma ve salınım. Bu fazlar değişik olayların meydana geldiği alt fazlara ayrılmıştır. Bu yürüme çevriminin ana ve alt-fazları Şekil 2.8'de gösterilmiştir.



Şekil 2.8. Yürüme çevriminin (YÇ) şematik gösterimi (Perry, 1992; Rose ve Gamble, 2006)

İnsan yürüme çevrimi, ayak topuğunun zeminle temas etmesi (heel-strike) ile başlamakta ve aynı ayağın basma (stance) ve salınım (swing) fazları tamamladıktan sonra ayakucunun yerle temasının kesilmesi (toe-off) ile sona ermektedir (Whittle, 2003).

Bu bölümün içeriğinde, ilk olarak ayak bileği, diz, kalça ve gövdedeki referans alınan açısal pozisyonları açıklamak önemlidir. Ayak bileğinde, bacak ve ayak arasındaki açı 90° olduğunda açı sıfır olarak tanımlanmıştır. Bu durumda dorsal-fleksiyon pozitif açısal yer değiştirme ve plantar-fleksiyon negatif açısal yer değiştirme olarak tanımlanmaktadır. Bacak uyluk kemiği ile aynı hizada olduğunda dizdeki açı sıfır olarak tanımlanmış ve diz esnedikçe, açısal pozisyonu pozitif yönde artmaktadır. Kalça ekleminin açısı, uyluk ve gövde aşağısından hareket eden bir çizgi arasındaki açı olarak tanımlanmıştır. Bu açı kalça esnediğinde pozitif ve aşırı genişlediğinde negatif olarak düşünülebilir. Gövdenin açısal pozisyonu dikey bir çizgi ve gövde arasındaki açı olarak tanımlanmaktadır. Bu açı gövde öne eğildiğinde pozitif ve aksi durumda negatif olarak düşünülebilir.

2.2.1. Basma Fazı (Stance Phase)

Basma fazı, ayak zeminle temas halinde olduğu durumdaki yürüme çevrimi periyodunu tanımlamaktadır. Bu faz bir yürüme çevriminin %60'lık kısmını oluşturmakta ve dört ana olaya neden olan dört alt-faza ayrılmaktadır.

2.2.1.1. Yüklenmeye Tepki (Loading Response)

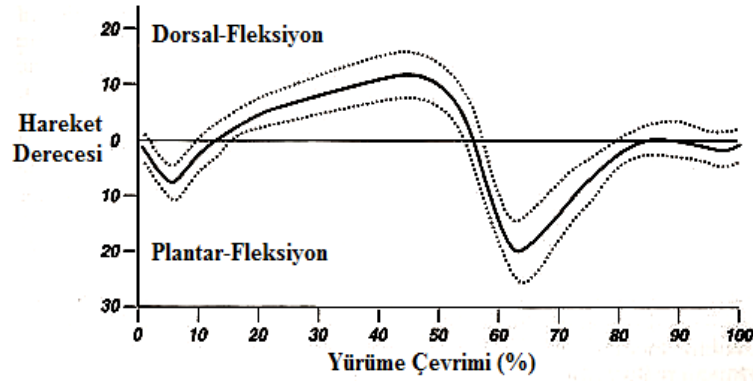
Basma fazının ilk alt-fazı (yürüme çevriminin %0-10'luk kısmını oluşturur) yüklenmeye tepki fazıdır ve ilk temas (initial contact) diye isimlendirilen bu durum ayağın ilk yere temas ettiği anda başlamaktadır. Normal olarak, bu olay topuk-vurma (heel-strike) olarak da isimlendirilmektedir. Bu faz diğer ayağın parmak-ucu-kalkış (toe-off) hareketine kadar devam etmektedir. Bu fazda iki ayak yere temas ettiği için yürüme çevriminin çift-destek fazını karşılık gelmektedir. Bu fazın görevleri şok emilimi, ağırlık-taşıma (weight-bearing), kararlılığı ve ilerlemenin korunmasıdır (Perry, 1992).

Bütün yürüme çevrimi süresince ayak bileği hareket aralığı yaklaşık olarak 30° civarındadır ve ilk temas anında ayak bileği nötr pozisyonundadır (ayak bileğinin dorsal-fleksiyon ve plantar-

fleksiyon açıları Şekil 2.9'da gösterilmiştir). Ayak bileğinin hareket aralığı Şekil 2.10'da görselleştirilmiştir.

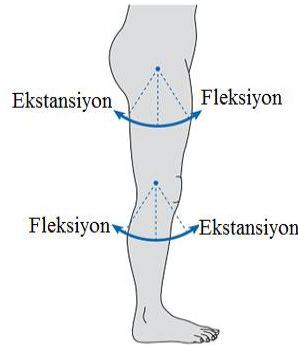


Şekil 2.9. Ayak bileğinin sagital düzlemdeki dorsal ve plantar-fleksiyon hareketi (Whittle, 2003)



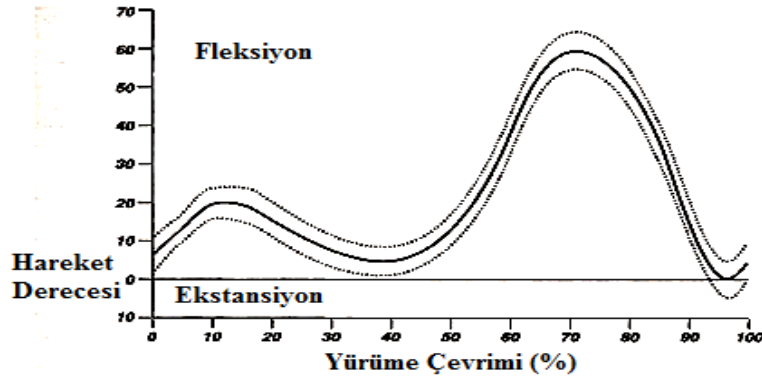
Şekil 2.10. Yürüme Çevrimi esnasında ayak bileğinin hareket aralığı (Perry, 1992)

Basma süresince uzuv kararlılığının temel belirleyicisi dizdir. Salınım fazında diz esnekliği, ilerleme için uzuv serbestliğini belirlemede öncelikli faktördür. Diz basma fazında, uzuv yüklendiğinde şok emilimi ve güvenli ağırlık-taşıma için ekstansiyon kararlılığı olarak adlandırılan iki ana işleve sahiptir. Salınım fazında ise diz uzuv ilerlemesi için hızlı bir şekilde bükülmelidir. Sagital düzlemdeki dizin hareketi Şekil 2.11'de görselleştirilmiştir. Bütün yürüme çevrimi esnasında diz fleksiyon aralığı yaklaşık olarak 70° civarındadır (Şekil 2.12).



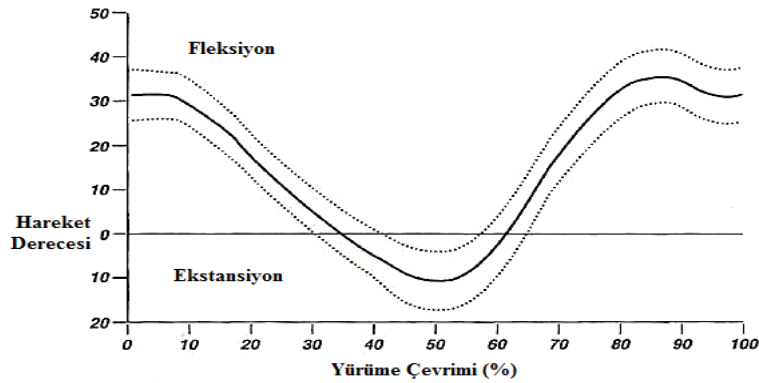
Şekil 2.11. Diz ve kalçanın sagital düzlemdeki hareketi (Whittle, 2003)

İlk temasta diz yaklaşık sadece 5° fleksiyon durumundadır. Yüklenmeye tepki fazı süresince şok emilimi ve kararlı bir ağırlık-taşıma sağlayarak yaklaşık olarak 15° fleksiyon durumuna geçmektedir.



Şekil 2.12. Normal yürüme esnasında dizin hareket aralığı (Perry, 1992)

Basma süresince ekstansiyon ve salınım fazı esnasında fleksiyon geçiren kalça, basma fazında uzuv ilerlemesi ve salınım fazında gövde dengelenmesi ile görevlidir. Kalça hareketinin normal açısı 40° civarındadır (10° ekstansiyon ve 30° fleksiyon). Normal yürüme süresince kalçanın hareket aralığı Şekil 2.13'te gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Normal yürüme esnasında kalçanın hareket aralığı (Perry, 1992)

2.2.1.2. Basma-Ortası Fazı (Mid-Stance)

Zıt ayağın parmak ucu kalkması ile başlayan ve kaval kemiği (tibia) desteğiyle topuk kalkması ile sona eren basma-ortası fazı, basma fazının ikinci alt-fazıdır (yürüme çevriminin %10-30'luk kısmını oluşturur). Bu faz, zıt ayağın ilk teması ile sona eren yürüme çevriminin ilk tek-destek fazını başlatmaktadır. Basma-ortası fazının amacı bacağı ve gövdeyi dengede tutmak ve sabit ayak üzerinde ilerlemeyi sağlamaktır. Ayak bileği zıt ayak parmak ucu kalkış zamanında dorsal-fleksiyon hareketine başlamakta ve bu faz süresince dorsal-fleksiyon yaklaşık olarak 5° civarında gerçekleşmektedir.

2.2.1.3. Basma Sonu (Terminal Stance)

Basma fazının üçüncü alt-fazının amacı, (yürüme çevriminin %30-50'lik kısmı) destekleyici ayağın ötesinde vücudun ilerlemesini sağlamaktır. Basma sonu fazı topuk kalkması ile başlamakta ve zıt ayağın topuk vurması ya da ilk teması ile sona ermektedir. Bu faz yürüme çevriminin ilk tek-destek fazının ikincisi ve son kısmıdır. Bu faz süresince basınç merkezi ayakucuna doğru hareket etmektedir.

2.2.1.4. Salınım Öncesi (Pre-Swing)

Salınım Öncesi (yürüme çevriminin %50-60'lık kısmını oluşturur) uzuv ilerlemesi olarak adlandırılan bir görevi başlatmaktadır. Bu görev uzuv ilerlemesini tamamlamak ve gerekli duruşu hazırlamak için basmanın sonunda başlamaktadır.

2.2.2. Salınım Fazı (Swing Phase)

Yürüme çevriminde bacağın havada olduğu süre salınım (swing) fazı olarak tanımlanmakta ve üç-alt fazdan oluşmaktadır.

2.2.2.1. İlk Salınım (Initial Swing)

İlk salınım fazı (yürüme çevriminin %60-73'lük kısmını oluşturur) salınım fazının ilk-alt fazıdır. Bu faz ayak parmak ucu kalkmasıyla başlamakta ve salınan ayak diğer basma fazındaki ayak ile aynı hizaya geldiğinde sona ermektedir. Bu alt-fazın asıl amacı uzuv ilerlemesidir.

2.2.2.2. Salınım Ortası (Mid-swing)

Salınım ortası (yürüme çevriminin %73-87'lik kısmını oluşturur) salınan ayak basma fazındaki ayak ile aynı hizaya geldiğinde başlamakta ve salınan bacağının kaval kemiği (tibia) dikey olduğunda sona ermektedir. Bu alt-fazın amacı da uzuv ilerlemesidir.

2.2.2.3. Salınım Sonu (Terminal Swing)

Salınım sonu (yürüme çevriminin %87-100'lük kısmını oluşturur) salınım fazının son alt fazıdır ve yürüme çevriminin sonudur. Bu alt-faz salınan ayağın kaval kemiği (tibia) dikey olduğunda başlamakta ve yeni bir basma fazının başlangıcı olan ayağın yere değdiği nokta olan ilk temas ya da topuk vurmasında sona ermektedir. Bu alt-fazın amacı uzuv ilerlemesini tamamlamak ve basma fazı için uzvu hazırlamaktır.

2.3. Dış İskelet Robotlar İçin Yumuşak Eyleyicilerin Gerekliliği Ve Alt Uzuv Eklemlerde Olması Gereken Sertlik Aralıklarının Belirlenmesi

Yürüme ve rehabilitasyon amacıyla kullanılan dış iskelet robotlar ve giyilebilir cihazlar üzerine yapılan çalışmalar son yıllarda önemli ölçüde ilerleme göstermiştir. Şu anda kullanılan sert eyleyiciler içeren ticari cihazlar, tahmin edilemeyen çevreye adapte edilememekte ve insan hareketlerini taklit etmekte yetersiz kalmaktadır. Ayrıca, bu cihazlar daha fazla enerji harcamakta ve uygun bir insan-makine etkileşimi sağlayamamaktadırlar. Bu yüzden enerji verimli, güvenli insan-makine etkileşimi ve insan hareketlerini taklit edebilmek amacıyla sertliği değiştirilebilir eyleyiciler aktif ortezlerde, dış iskelet robotlarında ve insansı robotlarda kullanılmaktadırlar.

İnsanlarla etkileşim halinde çalışan dış iskelet robotlar ve giyilebilir cihazlar insan vücudunun farklı uzuvlarına göre tasarlanmaktadır. Bu robotlar uzuvların doğal davranışını en üst düzeyde taklit edebilmeleri için ayak bileği, kalça ve diz eklemlerinin biyomimetik davranışlarını sergileyebilmesi gerekmektedir. Bu yüzden, dış iskelet robotlarında ve giyilebilir cihazlarda kullanılan setliği değiştirilebilir eyleyiciler, bu eklemlerin sertlik değerlerini taklit ederek insan vücudu ile uyumlu bir şekilde çalışma ve daha fazla enerji verimliliği sağlayabilmektedirler.

2.3.1. İnsan Vücudu Alt Uzun (Ayak Bileği, Diz ve Kalça) Eklemleri İçin Sertlik Tahmini

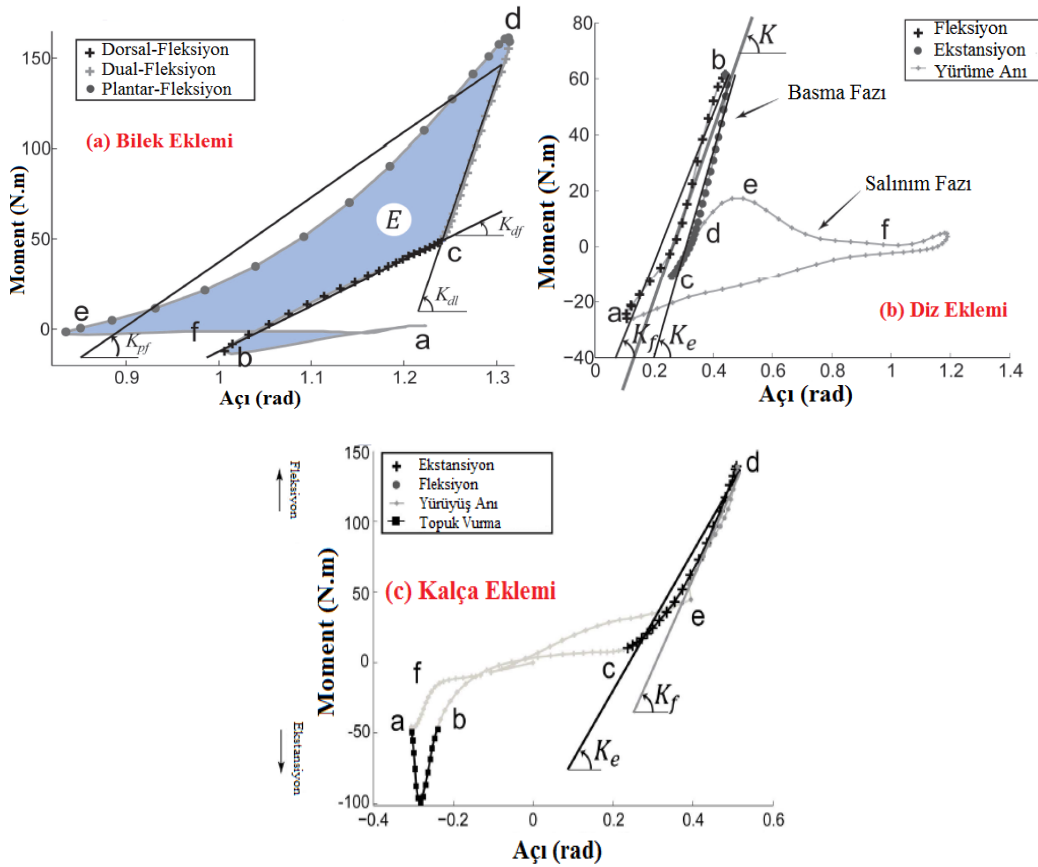
Bu bölümde, Shamaei vd. (2013) tarafından yürüme analizi laboratuvarlarında alt uzun eklemlerinin kinetik ve kinematik davranışları karakterize edilerek, eklemlerdeki sertlik aralıklarının ne olması gerektiği ayrıntılı bir şekilde anlatılmaktadır. Bu değer sertliği değiştirilebilir eyleyiciler ile tasarlanacak olan bir dış iskelet robot tarafından sağlanabilmelidir. Yani dış iskelet robot eklemlerinde kullanılacak olan sertliği değiştirilebilir eyleyiciler bir insanın eklemlerindeki sertlik değerlerini sağlayabilecek şekilde tasarlanması gerekmektedir.

İnsanlarla etkileşim halinde çalışan dış iskelet robotlar ve insansı robotların insan vücuduna benzer davranışlar gösterebilmesi için insan uzuvlarının sertlik davranışlarını anlamak gerekmektedir. Diğer çalışmaların aksine, bu çalışmada amaç belli bir kişinin yürüyüş verileri gerekmeden geniş bir yürüme hızı boyunca insan vücudunun boy ve ağırlığının bir fonksiyonu olarak yetişkin insanlar için yürüme esnasında eklemlerin davranışını karakterize etmek ve dış iskelet robotu ve insansı robotun kontrolü ya da tasarımında sertliği belirlemek amacıyla istatistiksel modeller serisini tahmin etmektir. Shamaei vd. (2013) tarafından ortaya koyulan sertlik aralığı hesaplama modelleri biyometrik olarak esinlenen cihaz tasarımlarının gelişimine yardımcı olabileceğini göstermiştir. Bu nedenle ayak bileği, kalça ve diz eklemleri için sertlik tahmini yapmak amacıyla Shamaei vd. (2013) alt uzun eklemlerinin kinetik ve kinematik davranışlarını karakterize etmişlerdir.

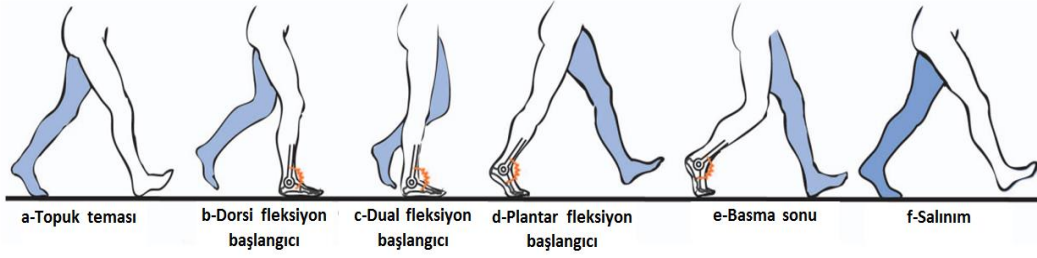
Yürüme çevrimi boyunca maksimum verim elde edebilmek için, eklemler tarafından sertlik sürekli ve anlık olarak değiştirilerek enerji depolanmakta ve geri salınmaktadır. Bu işlemin tanımı için yarı sertlik veya değişken sertlik kavramı ortaya atılmıştır (Crenna ve Frigo, 2011; Gunther ve Blickhan, 2002). Genelde değişken sertlik ifadesi, çoğunlukla alt uzun eklemleri için kullanılan bir ifadedir. Genel tanımıyla bu ifade, yürüyüşün tamamı boyunca veya belli bir alt fazına ait olarak çizilmiş olan moment-açı eğrisinin eğimine en iyi uyum sağlayan doğrunun eğimi olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.14'te ayak bileği, diz ve kalça eklemleri için moment-açı eğrileri ve bu eğrilerdeki ara fazlarda uydurulan sertlik tahmin doğrularını gösterilmektedir.

Bu bölümde ilk olarak ayak bileği ile ilgili sertlik tahmini için çalışma yapılmıştır. Ayak bileği yürüme çevrimi boyunca basma ve salınım fazlarını geçirdiği önceki bölümde anlatılmıştı. Ayak

bileği eklemi öncelikli olarak basma fazı esnasında vücudun yürümesini sağlamaktadır. Sertlik tahmini yürümenin basma fazında ayak bileği davranışını karakterize etmek için kullanılmıştır. Bu basma fazında ayak bileği iki farklı durum gösterir; enerji depolayan artan ekstansiyon moment durumu ve enerjiyi geri veren azalan ekstansiyon moment durumu. Enerji depolama evresi bu faz boyunca yarı zamana ayıran iki farklı faza bölünmüştür: (a) dorsal-fleksiyon ve (b) dual-fleksiyon. Bu çalışmada ayak bileğinin dorsal-fleksiyon ve dual-fleksiyonda fazlarında lineer davranış sergilediğini görülmüştür. Yürürken vücudun ileri itilmesi işlemi ayak bileğini ilgilendiren bir işlemdir ve bu işlem her yürüme çevrimi boyunca meydana gelen dorsal, dual ve plantar-fleksiyon fazlarının tekrarı ile sağlanmaktadır (Crenna ve Frigo, 2011). Bu fazlar Şekil 2.15'te şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Yürümede (a) ayak bileği, (b) diz ve (c) kalça eklemleri moment-açı grafiği (Shamaei vd., 2013)



Şekil 2.15. Ayak bileği yürüme fazları (Shamaei vd., 2013)

Dual-fleksiyon fazı yavaş yürüme hızlarında dorsal-fleksiyon fazı gibi, hızlı yürüme hızlarında ise plantar-fleksiyon fazı gibi davranmaktadır. Her üç fazdaki değişken sertlik kavramı dorsal, dual ve plantar-fleksiyon fazları için sırayla K_{df} , K_{dl} ve K_{pf} sembolleriyle ifade edilmiş ve birimi de N.m/rad olarak alınmıştır. Bu üç alt faz boyunca yürütme işinin birimi de Joule olarak alınmıştır. Ayak bileğinin, yürüme hareketi boyunca kat ettiği ekstansiyon ise açısal olarak her faz için θ_{df} , θ_{dl} ve θ_{pf} sembolleriyle gösterilmiştir. Bunun yanında moment-açı grafiğinin sınırlandırdığı alan yürütme olayının meydana geldiği fazlar boyunca mekanik yürütme işi ve bu işte ayak bileği ekleminin yürüyüş boyunca yaptığı işe eşit olmaktadır. Çünkü yürüyüşün kalan kısmında ayak bileğinin hareketi fazla değişmemektedir (Crenna ve Frigo, 2011).

Ayak bileği için ters dinamik analiz yardımıyla moment denklemi aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir:

$$M_p^f = (M_G - F_G \times r + F_G \times L_f e_y^f) + (m_f a_f + m_f g e_y) \times L_p^f e_y^f + [AG]_f ([I_f] \dot{\omega}_f + \omega_f \times U_f) \quad (2.1)$$

Bu denklemdeki semboller sırasıyla, M_p^f =toplam ayak bileği moment, M_G = yer reaksiyon moment, F_G = yer reaksiyon kuvveti, r = jirasyon yarıçapı, L_f =ayak uzunluğu, e_y^f = ayağın yere dik olan eksenine karşılık gelen birim vektörü, m_f = ayak kütlesi, a_f =ayağın lineer ivmesi, g =yerçekimi ivmesi, ω_f = ayağın açısal hızı, $\dot{\omega}_f$ =ayağın açısal ivmelenmesi, I_f = ayağın polar atalet moment, U_f = ayak lineer hızı, $[AG]_f$ =ayağın anatomik koordinatından genel koordinata olan dönüşüm matrisi olarak ifade edilmiştir. f indisi ise ayak bileği ile ilgili segmenti (foot=ayak) göstermektedir.

Buna göre; yer reaksiyon kuvveti ayak bileği momentine göre büyük ölçüde küçük olduğu için ihmal edilebilir ($M_G = 0$). Faz geçiş anında destek ayağı anlık olarak sabit ve ayağın açısal

momentumu da bu faz geçiş anında vücudun geri kalanından oldukça küçük olduğu için ayağın açısal hızı da ihmal edilebilir ($\omega_f \times U_f = 0$). Bu geçiş anında ayak vücudu itmek için yüke maruz kaldığında, ayağın lineer ve açısal ivmelenmesi de ihmal edilebilir. Hatta ayağın ağırlığı dahi vücut yanında ihmal edilebilir ($m_f \times a_f = 0$) ve ($\omega_f \times I_f = 0$). Böylece denklem aşağıdaki halini alır:

$$M_p^f = (-F_G \times r + F_G \times L_f e_y^f) + C \quad (2.2)$$

Burada C ihmal ettiğimiz terimlerin etkisini ifade etmektedir (Shamaei vd., 2013). Dorsal-fleksiyon fazından dual-fleksiyon fazına geçiş sırasında, ayak anlık olarak sabit olduğundan e_y^f sabit kabul edilmiştir. Çünkü önceki araştırmalar gösteriyor ki, bu geçiş anında basınç merkezi ayak tabanının orta noktasına uzanma eğilimindedir (Skinner vd., 1985). Bu yüzden, r_x değeri r_y ifadesini sıfır yapan H (kişi boyu) ve $\frac{L_f}{2}$ (Ayak uzunluğunun yarısı) değerleriyle ilişkilendirilir (Winter, 2005). Antropometrik ilişkilere bağlı olarak, L_f değeri H değerine göre ölçülendirilir. Böylelikle moment denklemi (Burada p1 ve p2, 1. ve 2. derece polinomlardır):

$$M_A^Z|_c \approx -F_x p_1 < H > -F_y p_2 < H > + C_Z \quad (2.3)$$

Burada, $M_A^Z|_c$ değeri dorsal-fleksiyondan dual-fleksiyona geçiş anında sagittal düzlemdeki ayak bileği momentidir (Şekil 2.14. c noktası yürüme çevriminin %30'unda meydana gelir). Bu metindeki, $p_i < x_1, x_n >$ ifadesi x_i 'nin isteğe bağlı seçilmiş birinci dereceden polinomal bir ifadeyi göstermektedir. x_i ifadesi de p değişkenlerini göstermek için kullanılan bir ifadeyi göstermektedir. Önceki araştırmalar göstermiştir ki; normalleştirilmiş yer reaksiyon kuvvetinin maksimum ve minimum değerleri, ihmal edilen yer reaksiyon kuvvetinin yatayı ve yürüme hızıyla ilişkilendirilir.

Bununla beraber dorsal-fleksiyon fazında ayak bileği doğrusala yakın bir hareket göstermekte ve $M_{geçiş}^f = K_{df} \times \theta_{df}$ olduğu düşünüldüğünde sagittal düzlemde yazılacak yeni denklem aşağıdaki halini almaktadır:

$$M_Z \approx -F_x(r_y + L_f \times e_y) - F_y(r_x + L_f \times e_y) + C_Z \quad (2.4)$$

Yukarıdaki varsayımlar yapıp K değeri çekildiğinde, dorsal-fleksiyon fazına ait sertlik tahmin ifadesi 5. Dereceden bir polinom olarak ifade edilebilir:

$$K_{df} = p_5 < WVH/\theta_{df}, WV/\theta_{df}, WH/\theta_{df}, W/\theta_{df}, 1/\theta_{df} > \quad (2.5)$$

Bu ifadede üçgen parantez içindeki terimler sertliğe etki eden parametreleri ifade etmektedir. Diğer bir değişle sertlik değeri bu parametrelere bağlı bir fonksiyondur (çok değişkenli bir polinomdur). Bu denklemde W =toplam vücut ağırlığı, V =yürüyüş hızı, H =kişinin toplam boyu olarak ifade edilmiştir.

Dual-fleksiyondan plantar-fleksiyona geçiş esnasında, topuk kalkmakta ve ayakucu zemine temas etmektedir. Bu yüzden e_Y^f , x eksenine ile belli bir açı (ϕ) yapmaktadır. Bu faz esnasında basınç merkezi yaklaşık olarak ayak tarağı baş kısmına yakın ve ayakucun arka tarafına doğru uzanmaktadır (Perry, 1992; Skinner vd., 1985). Bu nedenle r_x ayakucu boyu ile doğru orantılıdır ve r_y sıfırdır. Antropometrik ilişkilere bağlı olarak, ayakucu boyu H değerine göre ölçülendirilir. Böylelikle:

$$M_A^Z|_d \approx -F_x\{L_f \sin(\Phi)\} - F_y\{p_3 < H > + L_f \cos(\Phi)\} + C_Z \quad (2.6)$$

$M_A^Z|_d$ değeri dual-fleksiyondan plantar-fleksiyona geçiş anında sagittal düzlemdeki ayak bileği momentidir. Önceki araştırmalar normalleştirilmiş yer reaksiyon kuvvetinin maksimum ve minimum değerleri yer seviyesinde normal yürüyüş için yürüme hızıyla ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu fazda da yer reaksiyon kuvvetinin bileşenleri $F_x=Wp_1<V>$ ve $F_y=Wp_2<V>$ toplam vücut ağırlığına (W) ve yürüyüş hızına (V) bağlı polinomlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Diğer yandan Shamaei vd. (2013) tarafından yapılan biyomekanik çalışmasında 216 yürüyüş denemesi sonucu göstermiştir ki, yalnızca dual fazda belli bir yürüme hızının altında ve üstünde ayak bileği doğrusal davranmaktadır (Crenna ve Frigo, 2011). Bu yürüme hızı hariç tutularak dual fazdaki moment şu şekilde ifade edilebilir:

$$M_A^Z|_d \approx K_{df}\theta_{df} + K_{dl}\theta_{dl} \quad (2.7)$$

Burada, K ve θ değerleri vektörel r ve e gibi büyüklüklere bağlıdır ve sagittal düzlemde değişken sertlik katsayısı değerleri yine bir polinom (13. dereceden) olarak ifade edilebilmektedir:

$$K_{dl} = p_{13} < WHV^4/\theta_{dl}, WHV^3/\theta_{dl}, WHV^2/\theta_{dl}, WHV/\theta_{dl}, WH/\theta_{dl}, WV/\theta_{dl}, W/\theta_{dl}, 1/\theta_{dl} > \quad (2.8)$$

Plantar fazda da aynı yaklaşım devam ettirilebilir çünkü plantar-fleksiyon fazında da ayak bileği momenti yaklaşık olarak doğrusal davranmaktadır (Crenna ve Frigo, 2011; Shamaei vd., 2011). Böylece plantar fazda da sertlik 14. dereceden bir polinom olarak elde edilebilmektedir:

$$K_{pf} = p_{14} < WHV^4/\theta_{pf}, WHV^3/\theta_{pf}, WHV^2/\theta_{pf}, WHV/\theta_{pf}, WH/\theta_{pf}, WV/\theta_{pf}, W/\theta_{pf}, 1/\theta_{pf} > \quad (2.9)$$

Ayak bileği eklemi salınım halindeyken herhangi bir iş yapmadığı için basma pozisyonunda lineer davranmaktadır. Ayak bileğinin her üç ara fazda da lineere yakın bir hareket göstermesi, tüm yürüyüş boyunca yürütme işi ayak bileği moment-açısı eğrisinde sınırlandırılan alana eşit olmasını sağlamaktadır. Shamaei vd. (2013) tarafından yapılan deneysel datalar Ferris ve Lewis (2009) ve Hortoba'gyi vd. (2011) kullanıldığında, her üç alt faz için genel değişken sertlik ifadesi şu denklemler ile ifade edilebilmektedir:

$$K_{df} = 11 + [(34.6WH + 3.81WHV - 741)]/\theta_{df} \quad (2.10)$$

$$K_{dl} = [-1596 - (18V^2 - 88.8V + 118.9)WHV + 146.2W]/\theta_{df} \quad (2.11)$$

$$K_{pf} = 17 - [(3.68V - 10.68)WHV^3 - 56.61W]/\theta_{df} \quad (2.12)$$

Bu genel formlarda, ayak eklemine yaptığı açı ve yürüyüş hızı değerleri ($V = 1.097 * \sqrt{H}$) deneysel datalar içerisinde ortalama bir değer kullanılarak yerine yazılırsa boy ve kiloya bağlı olarak daha basit formda denklemler şu şekilde oluşmaktadır:

$$K_{df} = 2.81WH - 0.34W\sqrt{H^3} - 49 \quad (2.13)$$

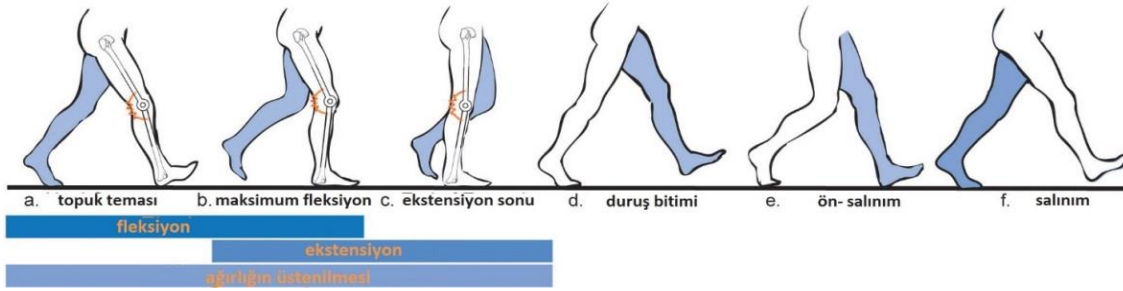
$$K_{dl} = -339 + (31.1 - 27.8\sqrt{H^3} + 22.7H^2 - 5.06\sqrt{H^5})W \quad (2.14)$$

$$K_{pf} = 17 + 1.84W + 0.46W\sqrt{H^5} - 0.17WH^3 \quad (2.15)$$

Yürüyüşün basma fazındaki dorsal, dual ve plantar-fleksiyon alt fazlarına ait yalnızca boya ve kiloya bağlı ayak bileği değişken sertlik değerlerinin formülasyonu denklemleri bu şekilde

bulunmuştur. Bu denklemler belirli bir boy ve kilodaki herhangi bir kişi için basma fazının ara fazlarında ayak bileği sertlik değerinin ne olması gerektiğini bulmak için kullanılabilecektir. Bu denklemler ile bulunacak değerler ayak bileği için tasarlanacak olan bir sertliği değiştirilebilir eyleyici tarafından sağlanması gerekmektedir. Yani Shamaei vd. (2013) tarafından yapılan bu çalışma ile sertliği değiştirilebilir bir eyleyici için ön koşul olan sertlik aralıkları kolaylıkla hesaplanabilmektedir. Buna benzer olarak sonra da diz ve kalça eklemlerine ait değişken sertlik değerlerinin genel formları bulunmuştur.

Diz eklemi, ayak bileği eklemine benzer olarak basma ve salınım fazlarına ayrılmaktadır (Şekil 2.16). Dizin ayak bileğinden farklı olduğu kısım ise bu fazların farklı alt fazlara ayrılmasıdır. Basma fazı ağırlık kabul (weight acceptance) fazı (ilk temas ile yüklenmeye tepki orta basma fazı arası) ve basma son fazı (basma sonu ile ön salınım fazı arası) olarak iki alt faza ayrılmaktadır (Perry, 1992). Bu çalışmada ağırlık kabul fazı üzerinde durulmuştur (Şekil 2.16, a-c). Bu fazda, diz vücut ağırlığını desteklerken bir fleksiyon durumu (a-b) ve ekstansiyon durumu (b-c) geçirmektedir. Diz bir şok sönümlleme mekanizması göstererek bu ağırlık kabul fazında büyük bir moment uygulamaktadır. Bu yüzden, diz iskelet sistemi ya da dış yardım olmaksızın bu fazda çökmeye eğilimlidir.



Şekil 2.16. Diz eklemi yürüme ara fazları (Shamaei vd., 2013)

Diz için ters dinamik analiz yardımıyla moment denklemi yine aşağıdaki şekilde ifade edilmiştir:

$$M_p^f = (M_G - F_G \times r + F_G \times L_f e_y^f) + (m_f a_f + m_f g e_y) \times L_p e_y^f + [AG]_f ([I_f] \dot{\omega}_f + \omega_f \times U_f) \quad (2.16)$$

Yürümenin ağırlık kabul fazında maksimum fleksiyon anı için bu moment denklemi basitleştirilmiştir (Şekil 2.14, b noktası). Bu anda, yer reaksiyon kuvveti yer seviyesinde normal yürüme için maksimum bir büyüklük göstermektedir. Üstelik yer reaksiyon kuvveti diz

momentinden oldukça küçük olduğu için, ihmal edilebilir ($M_{gG} \approx 0$). Diz basma fazında maksimum fleksiyon olduğunda, destek ayak ve bacak kısımları neredeyse büyük ölçüde sabit olmaktadır ($\omega_s \approx 0$ ve $\omega_f \approx 0$). Bu anda, destek uzuvları vücudun geri kalanını ileri itmek için kuvvetli bir şekilde yüklenmektedir. Bu yüzden, destek ayağı ve bacağın açısal ivmelenmesi ve lineer etkisi vücudun geri kalanına kıyasla ihmal edilebileceği kabul edilmiştir ($m_s \cdot a_s \approx 0$, $m_f \cdot a_f \approx 0$ ve $[I_f] \cdot \dot{\omega}_f \approx 0$). Destek uzuvlarının ağırlık etkisi de ihmal edilmiştir ($m_f \approx 0$ ve $m_s \approx 0$). Shamaei vd. (2013) tarafından yapılan diğer bir çalışmada, 14 denek üzerinde 136 deneme yürüyüşü dataları kullanılarak, diz eklemi için de datalar çıkartılmıştır. Denek ağırlık aralığı 46-94 kg ve boy aralığı da 1.43-1.87 m alınarak ortalama sonuçların hassaslığı sağlanmaya çalışılmış ve bu araştırmalar sonucu bulunan datalar da teori ile desteklenmiştir (Farris ve Sawicki, 2012). Buna göre fleksiyon (K_f), ekstansiyon (K_e) ve ortalama olarak basma fazı (K) için diz eklemi sertlik değerleri için bulunan denklemler aşağıda verilmektedir. Şekil 2.14.b'ye bakıldığında fleksiyon (K_f), ekstansiyon (K_e) sertlik değerleri birbirine çok yakın doğrulardır bu nedenle basma fazı sertlik değerleri fleksiyon ve ekstansiyon diye iki ayrı fazda değerlendirilmek yerine tek bir basma fazı sertlik değeri (K) şeklinde de değerlendirilebilir.

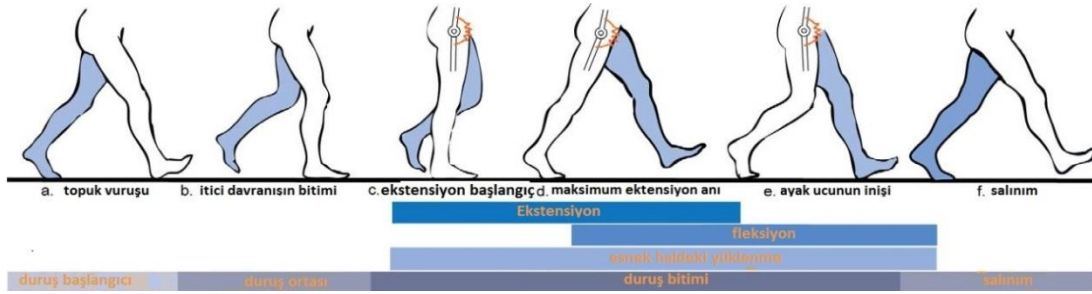
$$K_f = 3.30W\sqrt{H^3} - 7.93W\sqrt{H} - 7.88WH + 13.65W + 33 \quad (2.17)$$

$$K_e = 5.91W\sqrt{H^3} - 10.09W\sqrt{H} - 2.85WH + 7.35W + 56 \quad (2.18)$$

$$K = 5.21W\sqrt{H^3} - 7.50W\sqrt{H} - 5.83WH + 11.64W - 6 \quad (2.19)$$

Bu bölümde son olarak kalça eklemi sertlik tahmini için denklemler sunulmuştur. İnsan kalça eklemi öncelikli olarak gövdenin dengelenmesi ve uyluğun ilerlemesi/frenlemesi görevini yerine getirmekte ve bir yürüme çevriminde iki kavis hareketi yapmaktadır: bir ekstansiyon ve bir fleksiyon kavis (Winter, 1991; Perry, 1992; Dumas ve Cheze, 2008). Kalça eklemi için sagittal düzlemdeki bir yürüme çevriminin basma fazı başlangıç, orta ve son basma fazı olmak üzere alt fazlara ayrılmaktadır. İlk temas basma fazında, büyük moment kolu ile birlikte kalçanın merkezine doğru olan öndeki yer reaksiyon kuvveti kalça eklemi üzerinde net bir impulsif ekstansiyon momentine sebep olmakta ve moment-açı grafiğinde görüldüğü gibi bir sivri-uç şekli oluşturmaktadır (Şekil 2.14.c, a-b noktaları arası). Orta basma fazında, kalça net ekstansiyon momenti ortalama bir artış göstermektedir (Şekil 2.14.c, b-c arası). Son basma fazında, kalça, depolanan enerjinin salındığı bir fleksiyon durumu (net fleksör momenti ve ekstensör açısal hızı)

ve enerjinin depolandığı bir ekstansiyon durumundan (net fleksör moment ve fleksör açısal hızı) oluşmaktadır ve bu bölüm esnek yürüme fazı olarak düşünülebilir. Shamaei vd. (2013) tarafından yapılan çalışmada, yürümenin esnek yükleme fazında kalçanın moment-açı davranışı karakterize edilmiştir (Şekil 2.14, c-e). Çünkü kalça eklemi bu fazda, neredeyse lineer bir ekstansiyon (c-d) ve fleksiyon (d-e) durumu göstermektedir. Diğer bölümlerde ise lineer bir davranış gözlenmemektedir. Şekil 2.17’de kalça ekleminin yürüyüş aşamaları görülmektedir.



Şekil 2.17. Kalça eklemi yürüyüş ara fazları (Shamaei vd., 2013)

Yine Shamaei vd. (2013) tarafından ayak bileği ve diz ekleminde olduğu gibi ters dinamik analiz yoluyla genel bir denklem elde edilmiş ve bu denklemi basitleştirmek için maksimum ekstansiyon görüldüğü an göz önünde bulundurularak, belirli yaklaşımlar yapılmıştır. Bu yaklaşımlara göre; bu uzun adım anında destek bacağı durağana yakın bir davranış sergilediği için ters dinamik analiz ile oluşturulan ana denklemde, ω_s , ω_f ve $\omega_i \approx 0$ olmaktadır. Destek bacağının lineer ve açısal ivmelenmesi de vücudun geri kalanına kıyasla ihmal edilebildiği için $m_i \cdot a_i \approx 0$, $I_i \cdot \dot{\omega}_i \approx 0$, $m_s \cdot a_s \approx 0$, $I_s \cdot \dot{\omega}_s \approx 0$, $m_f \cdot a_f \approx 0$ ve $I_f \cdot \dot{\omega}_f \approx 0$ olmaktadır. Destek uzuvlarının etkisi de vücudun geri kalanı ile karşılaştırıldığında zaman ihmal edilmektedir ($m_i \approx 0$, $m_s \approx 0$, $m_f \approx 0$).

Sonuç olarak, ayak bileği ve diz eklemlerinde takip edilen metot kullanılarak yer reaksiyon kuvveti ve momentler için benzer yaklaşımlar yapılmış ve aynı zamanda yürüyüş hızı olaraktan $V = 1.097 \cdot \sqrt{H}$ denklemi kullanılmıştır. Yine ayak bileği ve diz eklemi için kullanılan deneysel datalar kalça eklemi için de kullanıldığında, kalça ekleminin ekstansiyon ve fleksiyon fazları için genel değişken sertlik denklemleri Denklem (2.20) ve (2.21) gibi elde edilmiştir. Diz ekleminde olduğu gibi Şekil 2.14 c'ye bakıldığında ekstansiyon (K_e) ve fleksiyon (K_f) sertlik değerleri bir birine çok yakın eğrilerdir. Bu nedenle, diz ekleminde olduğu gibi kalça ekleminde de basma fazı için bu iki değer ortalaması alınarak tek bir sertlik değeri kalça eklemi basma fazı sertlik değeri olarak kullanılabilir.

$$K_f = [48.5 - 19.9\sqrt{H} - 20.7H + 14.7H^2 - 7.1\sqrt{H^5} + 1.2H^3]W - 99 \quad (2.20)$$

$$K_e = [20.3 - 7.9\sqrt{H} - 13.2H + 12.2\sqrt{H^3} - 4.6H^2 + \sqrt{H^3}]W - 99 \quad (2.21)$$

Bütün bu denklemlerin bulunmasının ardından farklı boy ve kilolardaki herhangi bir kişiye ait ayak bileği, diz ve kalça eklemleri için sertlik değerleri tahmin edilebilmektedir. Bu tahmin edilen sertlik değerleri yumuşak eyleyici tasarımları ile sağlanabilmelidir. Bu istenen sertlik değerleri elde edildiğinde insanla uyumlu biyomimetik alt uzuv dış iskelet robotu tasarımı yapılabilecektir. Şekil 2.14'deki grafikler incelendiğinde ayak bileğinde sertliğin değiştirilmesi zorunlu iken (çünkü tek bir basma fazında 3 ayrı sertlik değerine ihtiyaç vardır), diz ve kalça eklemleri için tek bir sertlik değerine sahip Seri Elastik Eyleyici ile eklem tasarlamak mümkündür (Çünkü basma fazı süresince tek bir sertlik değerine ihtiyaç vardır). Bu nedenle, bu projede sertliği değiştirmenin en çok gerekli olduğu ayak bileği eklemine tasarımından çalışmalara başlanılmıştır ve “özgün bir sertliği değiştirilebilir ayak bileği eklemi” oluşturulmuştur. Ancak sertliği değiştirilebilir tasarımlar oldukça karmaşık ve ağır yapılardır. Bununla birlikte diz ve kalça eklemleri için tek bir sertlik değerine sahip “seri elastik eyleyici” tasarımları kullanılmıştır.

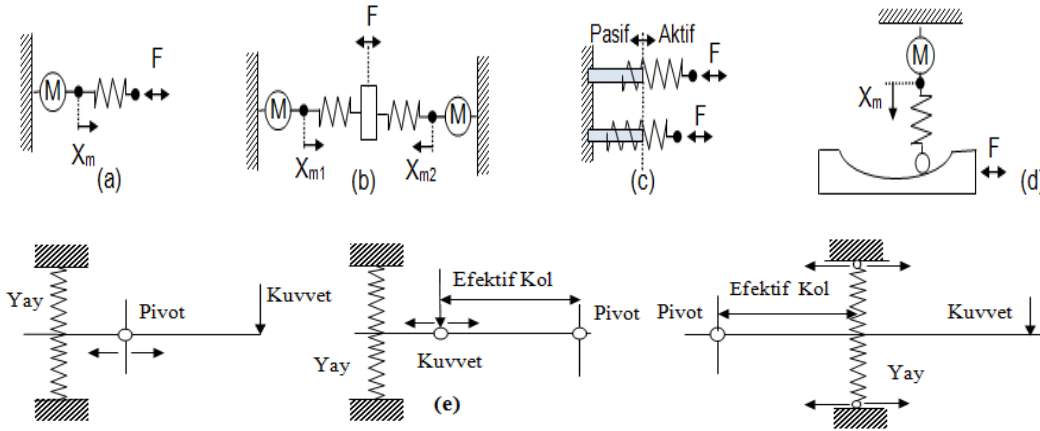
2.4. Sertliği Değiştirilebilir Yumuşak Eyleyici Tasarımları

Sertliği ayarlanabilir yumuşak eyleyiciler diğer adı ile sertliği değiştirilebilir eyleyiciler şoklar nedeniyle oluşan dış kuvvetlerin etkisini minimize etme, kullanıcıyla uyumlu bir şekilde çalışma ve kullanılan elastik elaman sayesinde enerji depolama ve geri verebilme gibi önemli avantajları sahiptirler. Sertliği değiştirilebilir eyleyicilerin sahip olduğu bu özelliklerinden dolayı giyilebilir robot, rehabilitasyon robotu, protez ve yürüme robotu alanlarında kullanılmaya başlanmıştır. Bu bölümde, literatürde var olan bütün yumuşak eyleyiciler ayrıntılı olarak anlatılmaktadır.

Klasik robotik uygulamalarında, eyleyiciler hassas pozisyon hareketlerini takip etme veya yörünge kontrolünü izlemeyi kolaylaştırmak amacıyla mümkün olduğunca sert olması tercih edilmektedir. Ancak, güvenlik, insanlarla etkileşim halinde olan robotlar için önemli bir konudur. İnsanlarla fiziksel olarak etkileşim halinde ya da insanlarla yakın işbirliği içinde çalışan robotlar herhangi bir sensör arızası durumunda ya da beklenmedik bir durum karşısında bile güvenliği garanti etmelidirler. Robotik sistemlerden istenen güvenliğin ve enerji verimliliğinin sağlanması

için sertliği (stiffness ya da compliance) değiştirmek son derece önemlidir. Güvenli bir hareket için istenen sertliğin sağlanabilmesi için değişik tipte tasarımlar yapılmış ve yapılmaktadır.

Günümüzde daha fazla enerji verimli, daha küçük boyutlarda ve daha hafif yeni eyleyici tasarımları üzerine çalışmalar derinlemesine devam etmektedir. Bu eyleyiciler günümüzdeki gelişme durumuna bakıldığında beş başlık altında gruplandırılabilir. Bunlar denge konumu ile düzenlenen eyleyiciler (equilibrium controlled actuators), antagonistik etkileşim ile düzenlenen eyleyiciyiler (antagonistic controlled actuators), yapısal değişiklik ile düzenlenen eyleyiciler (structure controlled actuators), mekanik olarak düzenlenen eyleyiciler (mechanically controlled actuators) (Vanderborgh vd., 2012) ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyicilerdir (variable transmission actuators) (Van Ham vd., 2007). Şekil 2.18’de bu eyleyicilere ait şematik gösterimler verilmektedir.



Şekil 2.18. Sertliği değiştirilebilir eyleyici tipleri: (a) denge konumu ile düzenlenen eyleyici, (b) antagonistik etkileşim ile düzenlenen eyleyici, (c) yapısal değişiklik ile düzenlenen eyleyici, (d) mekanik olarak düzenlenen eyleyici ve (e) iletim oranı ile düzenlenen eyleyici

Sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımlarının uyumlu ve enerji verimli olması için bazı önemli kriterler vardır. Bu önemli kriterleri şu şekilde özetleyebiliriz:

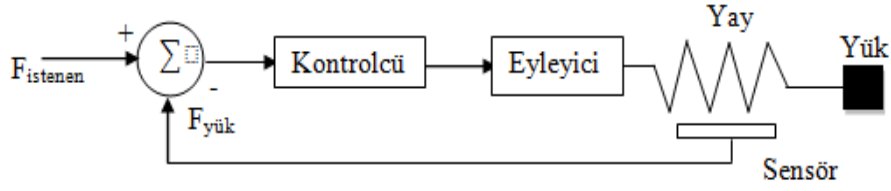
- Tasarlanan eyleyicinin mümkün olduğunca kompakt ve hafif olması gerekir.
- Eyleyicinin çıkış bağlantısı geniş çalışma aralığına sahip olmalıdır.

- Eyleyicilerden beklenen diğer bir özellik ise sertliğin hızlı bir şekilde değiştirilebilmesidir. Bu özellik alt uzuv dış iskelet robotlar gibi uygulamalarda büyük öneme sahiptir. Çünkü bu dış iskelet robotları kullanıcı ile uyumlu bir şekilde çalışması beklenmektedir. Dış iskelet robotlar insan vücuduyla sürekli etkileşim halinde çalıştıkları için bu robotlarla insan vücudunun kas ve iskelet sistemi arasındaki uyumun en üst noktaya çıkarılması gerekir. Tasarlanan dış iskelet robotlar insan vücudu ile sürekli uyum halinde çalışması istendiğinden bu robotlarında mümkün olan en yüksek hızda sertliği değiştirebilmesi gerekmektedir. Sertliği hızlı bir şekilde değiştirme dış iskelet robotların insan uzuvlarına benzer biyomimetik bir hareket kabiliyeti kazandıracaktır.
- Tasarlanan eyleyicilerden mümkün olduğunca düşük güç tüketimine sahip olmaları beklenir. Eyleyici tasarımlarında enerji tüketimi olmaksızın sertliğin ayarlanması ve sertliğin belli bir değerde tutulması içinde herhangi bir güç harcanmaması istenmektedir. Bu da eyleyicilerin dış iskelet robotlarda ve diğer çalışmalarda küçük bataryalar ile birlikte çalışmasına olanak verecektir.
- Eyleyicilerin pozisyon ve sertlik kontrolü bağımsız bir şekilde yapılabilmelidir.

2.4.1. Denge Konumu İle Düzenlenen Eyleyiciler

Denge konumu ile düzenlenen eyleyiciler lineer bir yaya seri olarak bağlanmış elektrik veya hidrolik motoru gibi sert bir eyleyici ile yayların denge konumunu düzenleyerek çıkış kuvvetini ayarlarlar. Kullanılan uygulamalarda, çıkış kuvvetini ayarlamak mümkün iken sertlik sabit kalmaktadır. Bu tür eyleyiciler literatürde seri elastik eyleyiciler (Series Elastic Actuator) olarak bilinmekte ve en büyük avantajı ise tasarımlarının basit olmasıdır (Pratt vd., 1995).

Bu düzenlemeye bağlı olarak tasarlanan eyleyicilerde en iyi bilinen örneği olan seri elastik eyleyici, sert bir eyleyiciye seri bağlı bir yaydan oluşan bir eyleyicidir. Bu eyleyicinin sertliği sabittir ve seçilen yayın sertliğine bağlıdır. Bu yüzden fiziksel sertlik çalışma sırasında değiştirilemez. Seri elastik eyleyici kolay bir şekilde kuvvet kontrolüne izin veren bir yumuşak eyleyicidir. Şekil 2.19'da kuvvet kontrolü için bir seri elastik eyleyicini tipik bir kurulumunu göstermektedir.

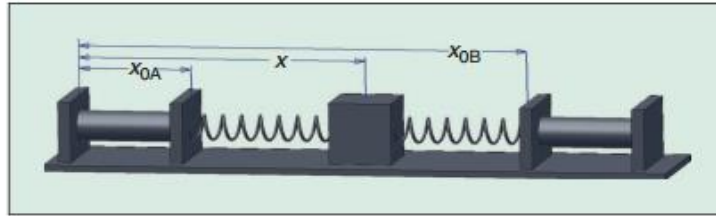


Şekil 2.19. Bir seri elastik eyleyici kullanarak kuvvet kontrolü (Pratt vd., 1995)

2.4.2. Antagonistlik-Etkileşim İle Düzenlen Eyleyiciler

Bir antagonistik düzenlemenin en iyi bilinen örneklerinden birisi insan kolunda bulunan biceps ve triceps kaslarıdır. Biceps kol kası kasıldığı zaman triceps kol kası gevşemekte ve kol büzülmektedir. Triceps kol kası kasıldığı zaman, biceps kol kası gevşemekte ve kol uzamaktadır. Gerçekte, insan kolundaki kaslar sürekli bir şekilde kontrol edilmekte ve bu yüzden sistem belli bir pozisyon aralığı ve yumuşak davranış göstermektedir. Bir antagonistik düzenlemenin biyolojik olarak esinlenilen tasarım konsepti, ayarlanabilir sertlik elde etmek için mekanik eyleyicilerin çoğunda kullanılmaktadır.

Bu düzenlemede, sertlik ayarlamak için lineer olmayan yaylar kullanmak gerekmektedir. Bunu şu şekilde açıklayabiliriz. Eğer ikinci dereceden lineer olmayan yaylar kullanıldığında, Şekil 2.20'deki blok üzerindeki kubber denklemi aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 2.20. Antagonistlik dizilim için yayların kullanımının gösterilmesi (Vanderborgh vd., 2012)

$$F = 2kx(x_{0A} - x_{0B}) + k(x_{0B}^2 - x_{0A}^2) \quad (2.22)$$

Bu denklemin türevi alındığında, sertlik ifadesinin x_{0A} ve x_{0B} konumlarına bağlı olarak değişmektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere ikinci derece yaylar kullanıldığında sertlik ifadesi Denklem 2.23'teki gibi değişmektedir.

$$K = \frac{dF}{dx} = 2k(x_{0A} - x_{0B}) \quad (2.23)$$

Bu prensibe bağlı olarak tasarlanan çeşitli sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımları bulunmaktadır. Biyolojik olarak esinlenilen antagonistik düzenleme (Migliore vd., 2005), VSA-I-sertliği değiştirilebilir eyleyici (Tonietti vd., 2005), VSA-II-sertliği değiştirilebilir eyleyici (Schiavi vd., 2008), AMASC-Mekanik olarak sertliği ayarlanabilen yumuşak eyleyici (Hurst vd., 2004), VSA-Cube-yumuşak eyleyici (Catalona vd., 2011), pnömatik yapay kaslar ile oluşturulan yumuşak eyleyici (Verrelst vd., 2005) bu prensibe bağlı olarak imal edilmiş tasarımlardır.

2.4.3. Mekanik Düzenleme İle Sertliği Değiştirilebilir Eyleyiciler

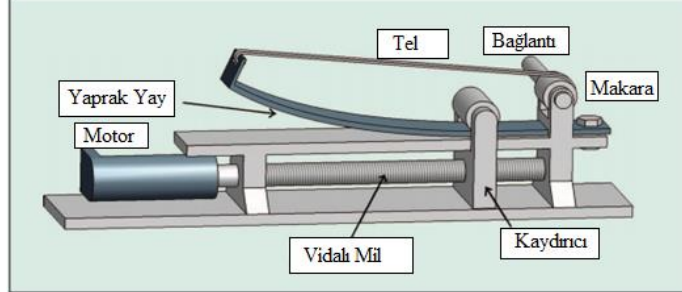
Yapısal değişik ile düzenlenen eyleyicilere benzer olarak, mekanik olarak düzenlenen eyleyicilerde de hem sertlik hem de sertliğin denge konumu ayarlanabilmektedir. Bu sınıfın en önemli özelliği eyleyicide genellikle tek bir yay gerekli olduğundan bu yay üzerindeki ön yük ya da ön gerilme değiştirilerek sertlik ayarlanabilmektedir.

Bu mekanik düzenleme ile sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarım prensibine bağlı olarak imal edilmiş değişik sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımı bulunmaktadır. Hareket kolu uzunluğunu değiştirerek sertliği ayarlayan eyleyici (Duindam ve Stramigioli, 2005), MACCEPA sertliği değiştirilebilir eyleyici (Van Ham vd., 2007), MACCEPA 2.0-sertliği değiştirilebilir eyleyici (Vanderborght vd., 2009), VS-Joint-sertliği değiştirilebilir eyleyici (Wolf ve Hirzinger, 2008), APVSEA-aktif-pasif değişken sertliğe sahip elastik eyleyici (Wang ve Huang, 2010) mekanik düzenleme prensibine bağlı olarak ortaya konulan tasarımlardır.

2.4.4. Yapısal Değişiklik İle Düzenlenen Eyleyici Tasarımı

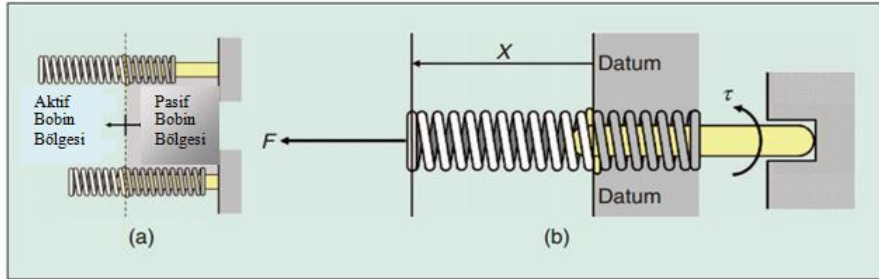
Bu tasarım prensibinde bir yayın efektif yapısının değiştirilmesi vasıtasıyla sertlikteki değişim elde edilebilmektedir. Bir yaprak yayın efektif uzunluğunun, atalet momentinin değişimi (Hollander ve Sugar, 2004) ile sertlik ayarlanabilmektedir. Ayrıca, bir yumuşak eleman kullanarak sertliği değiştirmek için kullanılan diğer bir tasarımda Şekil 2.21’de verilmektedir ve bu tasarım mekanik empedans ayarlayıcısı olarak isimlendirilmiştir (Morita ve Sugano, 1995). Yumuşak eleman bir tel ve makara ile bağlantıya bağlanmış olan bir yaprak yaydır. Yayın efektif boyu bir kaydırıcıyla ayarlanmaktadır. Yapıya yakın yaprak yayı tutmak için kaydırıcı üzerine bir

silindir yerleştirilmiştir. Motor kaydırıcıyı hareket ettiren vidalı mili döndürmekte, böylece yayın efektif boyu değişmekte ve bu yüzden de sertlik değişmektedir.



Şekil 2.21. Mekanik empedans ayarlayıcısı (Morita ve Sugano, 1995)

Son zamanlarda, yapı kontrollü düzenlemeye bağlı olarak tasarlanan diğer tasarımda “Jack Spring” eyleyicisi tasarımıdır (Hollander vd., 2005). Bu tasarımda elastik eleman olarak helisel bir yay kullanılmıştır. Şekil 2.22’de gösterilen Jack spring mekanizmasında, kullanılan yayın aktif sarım sayısını eklenerek ya da çıkartılarak sertlik değişimim elde edilebilmektedir.

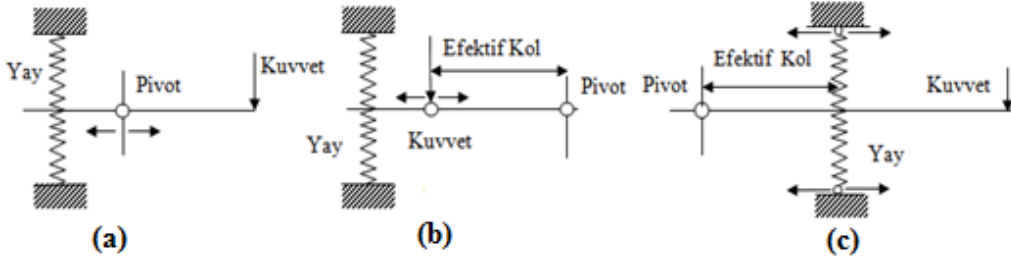


Şekil 2.22. "Jack Spring" eyleyicisinin şematik resmi (Hollander vd., 2005)

2.4.5. İletim Oranı İle Düzenlenen Eyleyiciler

İletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımlarında bir motor aracılığıyla yay ile çıkış arasındaki iletim oranı değiştirilerek eyleyicinin sertliğini ayarlanabilmekte ve ikinci bir motor ile de sistemin denge pozisyonu kontrol edilebilmektedir. Bu düzenlemede, denge noktasında yaya herhangi bir kuvvet uygulanmadığından dolayı sertliği değiştirmek için herhangi bir enerji gerekli değildir. İletim oranı ile düzenlenen eyleyiciler için üç farklı olasılık vardır. Bu olasılıklar pivot noktasının pozisyonu değiştirilmesi, yayın bağlı olduğu noktanın pozisyonunun değiştirilmesi ve kuvvetin uygulandığı noktanın pozisyonunun değiştirilmesidir. Bu olasılıklar Şekil 2.23’te gösterilmiştir.

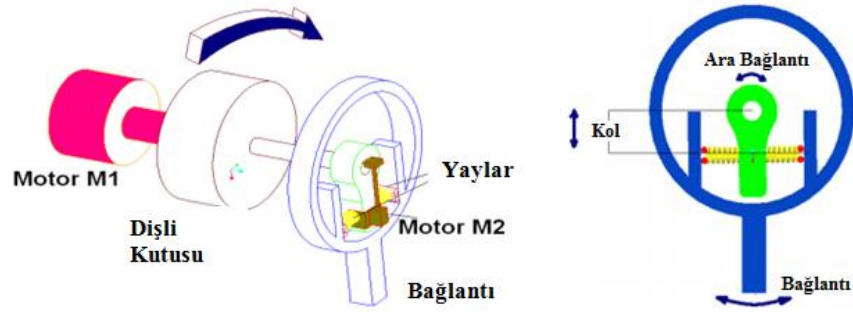
Sertliği değiştirmek için gerekli olan yer değiştirme yaylar tarafından üretilen kuvvete dik olduğundan dolayı iletim oranı ile düzenlenen metot verimli bir şekilde sertliğin ayarlanmasına olanak sağlamaktadır. Literatürde bu yöntemle bağlı olarak tasarlanan değişik eyleyiciler mevcuttur. AwAS-I (Jafari, 2010) ve AwAS-II (Jafari, 2011) bu yöntemle bağlı yapılan tasarımlardan bazılarıdır.



Şekil 2.23. İletim oranı ile sertliği değiştirilen eyleyiciler için farklı düzenlemeler, (a) Pivot pozisyonu gezici, (b) Kuvvet kolu pozisyonu gezici, (c) Yay pozisyonu gezici

2.4.5.1. AwAS-I–Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Tasarımı

AwAS-I tasarımında geniş bir oranda sertlik ayarlama yeteneğine sahip yeni bir tasarım prensibi ortaya konulmuştur (Jafari, 2010). Sertliği ayarlamak için yayın bağlı olduğu noktanın pozisyonu değiştirilirken, hem pivot noktasının hem de yükün bağlı olduğu noktanın pozisyonu sabit kalmaktadır. Şekil 2.24'te görüldüğü gibi, iki adet antagonist yay ara bağlantının bir ucuna ve çıkış bağlantısının diğer ucuna bağlanmıştır. Ara bağlantı ana motoruna (motor 1) rijit olarak bağlanmıştır. Yayların bağlı olduğu nokta ve ara bağlantının dönme merkezleri arasındaki dikey mesafe hareket kolu olarak tanımlanmıştır. Motor 2 tarafından tahrik edilen bir kılavuz mekanizması, dönme merkezinden uzağa ve dönme merkezine doğru her iki yayı da hareket ettirerek kolun boyunun kontrolüne izin vermektedir.



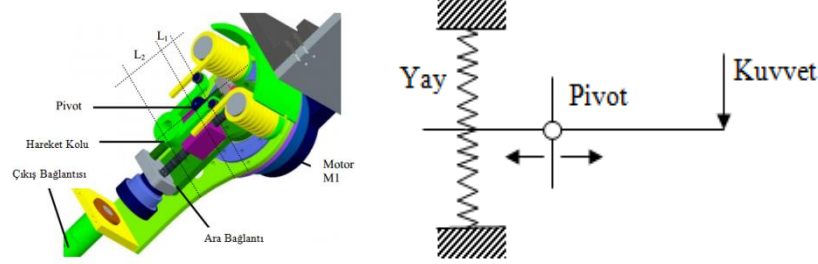
Şekil 2.24. AwAS-I tasarım konsepti ve şematik gösterimi (Jafari, 2010)

Yayların boylarının toplamı daima sabittir, bu yüzden sertlik değiştiği zaman ön gerilme değişmemektedir. Çıkış uzvu denge pozisyonunda olduğunda, yaylar tarafından oluşan kuvvet, sertliği değiştirmek için gerekli olan yer değiştirme yoluna diktir. Bu durum sertliği değiştirmek için herhangi bir enerjinin gerekli olmadığını göstermektedir. Sadece, var olan sürtünmenin üstesinden gelinmelidir. Buna ilaveten bağlantı denge konumunda değilken yaylar tarafından üretilen kuvvet yer değiştirmenin küçük bir bileşenidir ve az miktarda enerji gereklidir. Fakat bu özellik nedeniyle sertliği kontrol eden motor, diğer sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımlarında kullanılan motorlardan önemli ölçüde daha küçüktür. Ortaya koyulan bu yeni tasarım kullanılan küçük bir motor sayesinde minimum enerji tüketerek bağlantının sertliğini değiştirme yeteneğine sahiptir. Bu eyleyicide yayların ön gerilmesini değiştirerek sertlik ayarlamak yerine yayın bağlı olduğu noktanın pozisyonunu değiştirerek sertlik ayarlanabilmektedir (Jafari, 2010).

2.4.5.2. AwAS-II-Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Tasarımı

AwAS-I tasarımın daha üst bir versiyonu olan AwAS-II tasarımda hem yayların bağlı olduğu hem de yükün bağlı olduğu noktaların pozisyonu sabit kalmaktadır. Bunun yerine pivot noktasının pozisyonu değiştirilerek sertlik ayarlanabilmektedir. Sertlik oranı teorik olarak sıfır ile sonsuz arasında değişmektedir. Bu yüzden sertlik çok yumuşaktan tamamen rijit duruma göre ayarlanabilmektedir. Bu sertlik oranı hareket kolunun boyuna ve yayın yay katsayısına bağlı değildir. Bu yüzden AwAS-I tasarımıyla karşılaştırıldığında bu eyleyici daha yumuşak yayların ve daha kısa hareket kolunun kullanımına izin vermektedir. Daha kısa hareket kolu, sertlik seviyesinin daha hızlı bir şekilde değiştirilmesine olanak sağlamaktadır. Ayarlanabilir pivot noktası konsepti, mekanik uygulama bakımından daha kompakt tasarımlar sunması açısından diğer hareket kolu uygulamalarına göre önemli avantaja sahiptir. Şekil 2.25'te görüldüğü gibi, iki

adet burulma yayının bir ucu hareket kolunun bir kenarına ve diğer ucu da çıkış linkinin diğer kenarına karşılıklı olarak ön gerilmeyle bağlanmıştır. Hareket kolunun diğer kenarı dönel bir bağlantı sayesinde çıkış linkine bağlanmıştır. Ara bağlantı (moment kolu) ana motoruna (motor 1) rijit olarak bağlanmıştır.



Şekil 2.25. AwAS-II tasarım konsepti ve şematik görünümü (Jafari, 2011)

Pivot noktası hareket kolunun içine yerleştirilen kam izleyicisidir ve diğer motor tarafından sürdürülen bir vidalı mil mekanizmasıyla tahrik edilen kaydırıcıya bağlanmıştır. Kaydırıcı boyunca uzanan lineer bir kılavuz, vidalı milin etrafında kaydırıcının dönmesini engellemekte ve çıkış linki denge pozisyonundan saptığında oluşan kuvvetleri desteklemektedir.

Sertlik, pivot noktası ile bir ucu yayların bağlantı noktasına bağlı olan hareket kolu arasındaki ve pivot noktası ile diğer ucu çıkış linkine bağlı olan hareket kolu arasındaki mesafelerin oranına bağlıdır. Hareket kolu çıkış linkine göre bu iki uç nokta arasında dönebilmektedir. Hareket kolu pivot noktası etrafında da dönebilir, bu yüzden bağlantı denge pozisyonundan ayrılırsa yaylar pivot noktasının pozisyonuna bağlı olarak saptırılmış olur. Pivot noktası M1 motorunun dönme merkeziyle birleştiğinde, oran sıfır olur ve sistem sıfır sertlik gösterir. Pivot noktası bu uç noktadan hareket ettiğinde, diğer noktaya ulaşana kadar sertlik artmakta ve hareket kolu ve çıkış linki arasındaki bağlantı eksenile birleşmekte, böylelikle sistem rijit konuma gelmektedir.

Bu tasarım bağımsız olarak bir eyleyicinin sertliğini ve pozisyonunu kontrol edebilmektedir. Önerilen eyleyici minimum enerji tüketimiyle mümkün olan en geniş oranda bağlantının sertliğini düzenleme yeteneğine sahiptir. Sertlik kontrolü yay elemanının yer değiştirmesiyle elde edilebilmesi bakımından AwAS-I tasarımında kullanılan yaklaşımdan farklıdır. Bu tasarımda kullanılan sertliği değiştirme mekanizması, diğer tasarımlarla karşılaştırıldığında sertlik oranını

sıfırdan sonsuz değere kadar ayarlama yeteneği sahiptir. Bu eyleyici ön gerilme prensibine bağlı olarak tasarlanan eyleyicilerden sertlik kontrolü bakımından daha verimlidir (Jafari, 2011).

2.5. Sönümlemesi Değiştirilebilir Eyleyici (MR Fren) Tasarımı

Bu bölümde alt uzuv dış iskelet robotların eklemlerinde sönümlmeyi istenilen oranda değiştirebilmek için, Manyeto-Reolojik (MR) fren tasarımlarının bahsedilmiştir. Bunun için öncelikli olarak MR fren literatür araştırması, MR frenden istenen tork değerlerinin hesaplanması, literatürdeki en iyi tasarımlardan biri olan çoklu kutup MR fren tasarımı, daha iyi bir tork kapasitesi için kendi özgün tasarımı olan T-Şekli-Çok Kutuplu MR fren tasarımı, bu frenlerin tork ve manyetik devre denklemlerinin çıkarılması, manyetik sonlu elemanlar analizi, simülasyonlar, parametre optimizasyonu, katı model tasarımı ve üretiminden bahsedilmiştir. Bu amaçları gerçeklemek için, literatür incelemesi olarak Imaduddin vd. (2013) tarafından ortaya konulmuş olan “A design and modelling review of rotary magnetorheological damper” çalışması, özellikle MR fren seçim kriterleri için Nguyen ve Choi (2012) tarafından ortaya konulmuş olan “Selection of magnetorheological brake types via optimal design considering maximum torque and constrained volume” çalışması ve Shiao ile Nguyen (2013) tarafından ortaya konulan “Development of a multi-pole magnetorheological brake” adlı çok kutuplu MR fren araştırmasından yararlanılmıştır.

2.5.1.MR Sıvı Ve Dönel MR Frenler

Son yıllarda manyeto-reolojik (MR) sıvılar, manyetizmaya karşı hassasiyeti ve bu sayede şekil değiştirme özelliğine sahip olmaları nedeniyle bilimsel açıdan oldukça önemli konuma gelmiştir. Rabinow (1948) tarafından manyetik bir kavramada kullanılmasından sonra oldukça popüler bir yer edinen, hala edinmekte olan ve gelişen teknolojiyle kullanımı gün geçtikçe artan MR sıvılar, tepki sürelerinin çok kısa olması ve çok az güç sarfiyatı gerektirmeleri nedeniyle, otomotiv (Choi vd., 2003; Parlak vd., 2010), tıp (Liu vd., 2006; Nguyen vd., 2011), inşaat (Dyke vd., 1996; Tse vd., 2004) gibi sektörlerde kullanılmaktadır.

Otomotiv sektöründe süspansiyon sisteminde kullanılan lineer MR damperler, MR sıvıların kullanıldığı en önemli cihazlardır. Lineer MR damperler, özellikle değişken bir sönümleme oranına sahip olabildikleri için ve çok hızlı tepki süreleri nedeniyle geleneksel yay-damper

ikilisinden oluşan süspansiyon sistemlerinin yerini almaya başlamıştır (Du vd., 2005). Süspansiyon sisteminden başka, motor titreşimlerini önleme uygulamaları (Choi vd., 2003; Ahn vd., 2005; Nyugen vd., 2012), kavrama tasarımları (Neelakantan vd., 2005; Kielan vd., 2011), frenleme aletleri (Park vd., 2008; Huang vd., 2002) gibi alanlarda da kullanılmak üzere çeşitli MR damperler geliştirilmiştir.

Sahip olduğu avantajlara rağmen, lineer MR damperler, MR sıvı kullanımının fazla olması, lineer hareketli piston kolunun büyük hareketlerde kamburlaşma sorunu, büyük hacim gerektirmeleri, piston kolunun açıkta kalarak oksidasyon ve yabancı maddelere maruz olması, MR sıvının aşındırıcı etki göstermesi nedeniyle sızdırmazlık elemanlarının zamanla özelliğini yitirmesi ve sıvı sızıntısı gibi dezavantajlara sahiptir (Giortetti vd., 2010; Els ve Holman, 1999). Bütün bu dezavantajlar, araştırmacıları lineer damperlerin yerini alabilecek dönel damperlere yöneltmiştir.

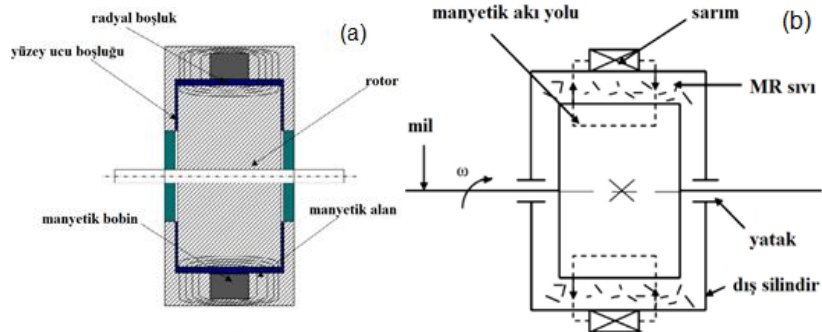
Dönel MR damper tasarımları, lineer tasarımlar kadar yaygın olmamakla beraber, farklı amaçlar için farklı tipte ve şekilde birçok dönel MR damper bulunmaktadır. Dönel MR damperler bulundukları ilk zamanlarda frenleme sağlayan cihazlar olarak düşünüldükleri için MR frenler olarak anılmışlardır. Dönel MR damperlerin uygulamalarının bir dalı olarak nitelenebilen dönel MR frenlerin, birçok araştırmada üzerinde durulmuş ve yayınlarda da tartışılmıştır. İlk dönel MR fren araştırması, Huang vd. (2002) tarafından ortaya konulan tambur tipi dönel MR frenidir. Bu çalışmadan sonra Li vd. (2003) disk tipi bir dönel MR fren tasarımını detaylandırarak araştırmayı devam ettirmiştir. Bundan sonra da tasarımlar birden çok sarım kullanımı (Kikuchi ve Kobayashi, 2011), geleneksel olmayan yüzey şekillendirmeleri (Nam ve Ahn, 2009; Nam ve Ahn, 2009), manyetik devrelerin optimize edilme çalışılması gibi değişimler geçirerek yaygınlaştırılmıştır. Daha sonra yapılan çalışmalardan, disk ve tambur tipindeki dönel MR frenlerin ulaşılabilen tork değerlerinde önemli artış sağlayamadığı görülmüş ve karma (hybrid) tipte dönel MR frenler ortaya konulmuştur (Avraam vd., 2010; Nguyen vd., 2010).

Bu yapılan çalışmalar genel olarak frenleme amaçlı düşünülmesine rağmen, dönel MR frenler sadece frenleme amaçlı kullanılmamıştır. Zhu (2005) ve Naito vd. (2009) tarafından yapılan araştırmalarda, düşük bir tork damperi olarak çalıştırılan tasarımlarında, daha sonra dönel bir damper olarak çalıştırılması düşünülmüştür. Buna benzer kanatlı tipteki dönel MR damperde, dönel MR frenlerin farklı çalışma prensibine de sahip olduğunu gösteren çalışmalar arasındadır

(Karmel, 1987; Thompson ve Kremer, 1997). Tüm yapılan MR sıvı uygulamaları karşın, günümüzde MR sıvıların kullanımı halen artarak devam etmektedir.

2.5.2. Tambur Tipi Dönel MR Frenler

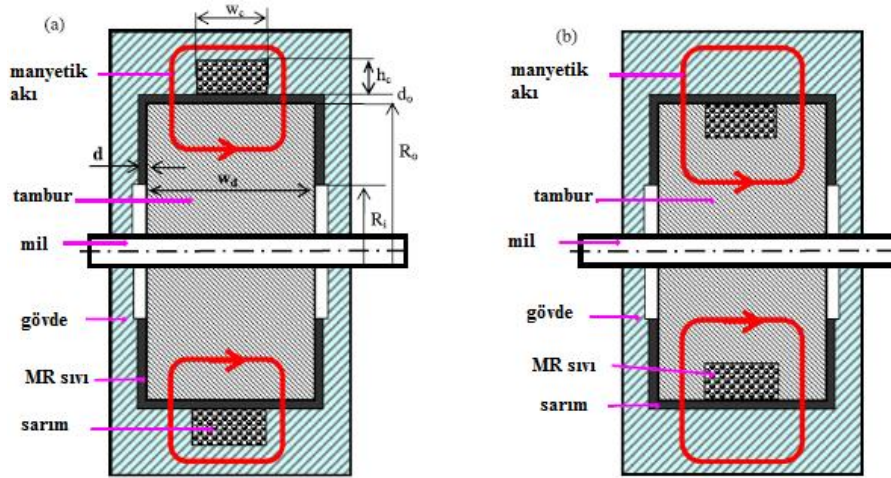
Tambur tipi dönel MR freninin ilk teorik tasarımı ve analizi Huang vd. (2002) tarafından yapılmıştır. Şekil 2.26a'da görüldüğü gibi, aktif MR sıvı alanı dönel milin radyal boşluğunda yer almaktadır. Kalın bir silindirik tambur yapısıyla, kayma modundaki aktif MR sıvı alanının radyal boşlukta artırılması Şekil 2.26b'de gösterilmiştir. Aynı amaçla, rotorun radyal yüzeyi geniş tutulmuştur. Şejilde görüldüğü gibi, rotor silindirik bir tamburdur ve manyetik alan radyal yönde uygulanmaktadır. Mil ve rotor beraber dönmektedir. Bu tasarım büyük bir aktif MR sıvı alanı sağlamanın en kolay yoludur, ancak bu tasarımda milin büyük bir atalet momentine sahip olması tasarım açısından arzu edilmeyen bir durumdur. Ayrıca kalın bir silindir kullanımı tasarımın boyutlarını arttırdığı için bu yapı fazla kompakt olamamaktadır. Bu nedenlerle fazla hacmin (boşluğun) bulunmadığı veya istenmediği yerlerde bu tasarım kullanışsız kalmaktadır.



Şekil 2.26. (a) Tipik tambur tipi MR fren yapısı ve (b) temel çalışma prensibi (Huang vd., 2002; Senkal vd., 2009)

Tambur tipi MR frenlerde genel olarak yapılan geliştirmeler, aktif radyal MR sıvı alanını arttırmak amacıyla, radyal MR sıvı boşluğuna odaklanmıştır. Şekil 2.27'de değişik tipte tambur tipi MR fren tasarımları verilmiştir. Bu tasarımlarda, frenin rotoru uzun bir silindirdir ve manyetik alan radyal doğrultuda uygulanmaktadır. Bu yapının gövdesi manyetik olmayan bir malzemeden seçildiği için, rotorun tüm aksenal kenarlarında manyetik alan oluşmamaktadır.

İlk tasarım dikkatle incelendiğinde, sarımın yapıldığı bobinin statik gövdeye monte edildiği görülmektedir. Bu yapı üretim yönünden zor olup, tasarımda oluşan darboğaz durumundaki geometri, gövdeyi daha kalın yapmaktadır. Ortaya çıkan bu durum ya fren boyutlarının artmasına yol açmakta ya da rotor yarıçapının küçültülmesini zorunlu kılmaktadır. Dolayısıyla bu tasarım daha az tork sağlamaktadır. Şekil 2.27a'daki dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla, Şekil 2.27b'de farklı bir konfigürasyon ortaya koyulmuştur. Bu tasarımda sarım tambur rotorun üzerine monte edilmekte ve yapı, çevrilmiş tambur tipi olarak isimlendirilmektedir. Çevrilmiş tambur tasarımı genel olarak mil kısmı statik ve gövde kısmı dönel olan yapılar için uygulanabilir.

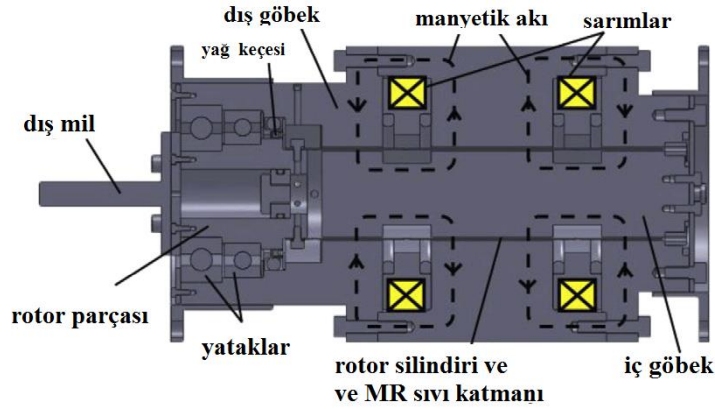


Şekil 2.27. (a) Tambur tipi ve (b) çevrilmiş tambur tipi tasarımlar (Nguyen ve Choi, 2012)

2.5.2.1. Dönemeçli Manyetik Akı Yolu Tasarımı (Serpentine Flux Path)

Tambur tipi bir MR frende, radyal MR sıvı boşluğunun tamamı manyetik akı çizgilerine maruz kalamamaktadır. Bu yüzden optimum akı çizgisi ile en fazla sıvının aktive edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, Senkal ve Gurocak (2009) tarafından uygulanan dönemeçli akı yolu yaklaşımı uygulanmıştır. Bu tasarımda da tambur tipi bir rotor ve onu çevreleyen bir stator bulunmaktadır. Ancak, manyetik akının optimize edilmiş bir akı yolunu izlemesi sağlanmıştır. Bu uygulama aynı zamanda kalın silindirik yapının inceltilmesini de olanak sağlamaktadır. Böylece ince silindirik kullanım da literatüre kazandırılmış ve MR frenin performansı da artırılmıştır. Şekil 2.28'de görüldüğü üzere, dönemeç şekilli manyetik akı yolu, manyetik ve manyetik olmayan yüzüklerin tambur ve dış muhafaza arasında sistematik bir kombinasyon halinde dizilmesiyle

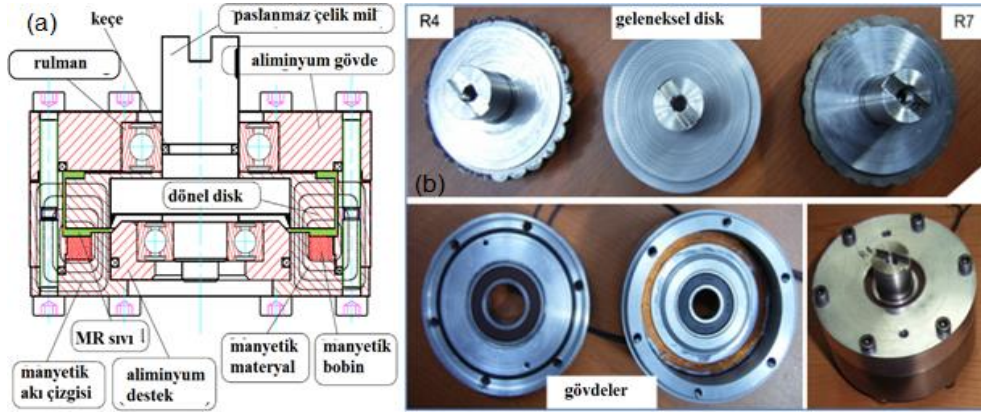
radyal olarak dış tarafa (statora) konumlandırılmasıyla özellikle sarım sayısı fazla olduğunda kolay bir montaj avantajı olmaktadır. Ayrıca sarımların tamiri gerektiğinde yine basit bir söküm imkânı sağlandığı için bütün MR freni dağıtmak gerekmemektedir. Yine bu sarım düzenlemelerinde sarımlar çevreleriyle doğrudan temas halinde bulundukları için oluşan ısının dağıtılması kolaylaşarak MR sıvı ömrü uzatılmaktadır. Daha da fazlası, birden çok kutbun bulunması kutupların küçük tasarlanmasına zemin hazırlayarak, hem manyetik direni azaltmakta hem de daha az güç sarfiyatına neden olmaktadır. Gerçekten de bu tasarımla dönemeçli akı yolu tasarımına nazaran aynı frenleme torkunda, %30'lara varan bir güç sarfiyatı kazancı meydana gelmektedir. Şekil 2.29'da çift kutuplu tasarım kesiti görünmektedir.



Şekil 2.29. Tambur tipi MR fren çift sarımlı tasarım (Kikuchi ve Kobayashi, 2011)

2.5.2.3. Dalga Formlu Yüzey Şekli Tasarımı

MR fren performansını arttırmak için aktif MR sıvı alanını arttırmaktan başka, rotor yüzey şeklinin düzenlemesi düşünülmüştür. Şekil 2.30'da Nam ve Ahn (2009) tarafından önerilen, radyal yüzey şekline dalga formu verilmiş yenilikçi bir MR fren tasarımı görülmektedir.



Şekil 2.30. (a) Dalga form diskli fren kesiti, (b) Klasik form ve dalga form diskler (Nam ve Ahn, 2009)

Şekil 2.30'da görüldüğü gibi, bu tasarım bazı yeniliklere sahiptir. Tipik MR frenlerde sarımların konumlandırılması, tamburun iç kısmında dış taraftaki radyal doğrultuda gerçekleştirilirken, dalga formlu yüzey tasarımında sarımlar eksenel olarak kaydırılmış vaziyettedir. Bu yapı daha iyi bir ısı serbestisi sağlamakta ve tel sarma karmaşıklığını basit hale getirmekte olup, aynı zamanda da boşluk kısıtlamasını esnetebilmektedir.

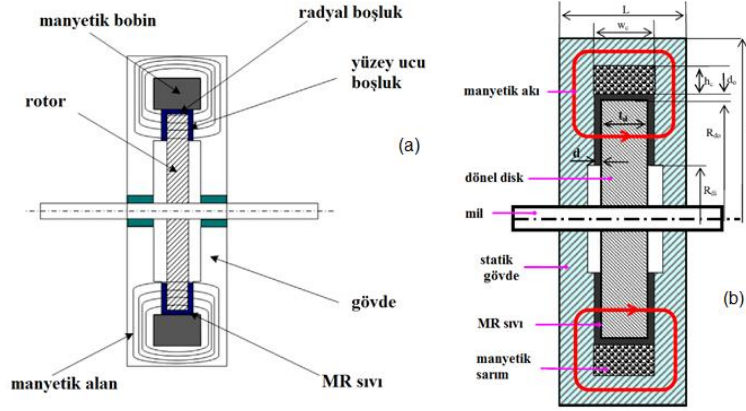
Bir diğer yenilik ise MR sıvı boşluğu ile alakalıdır. MR sıvı boşluğunun büyüklüğü, MR sıvı kayma modunda çalışırken oluşturulan kuvvete karşılık gelmektedir. MR sıvı bazı manyetik iplikçiklerin değişik yapısal kombinasyonlarından oluşmaktadır. Sıvı manyetize olduğu zaman içerdiği parçacıklar bir zincir halinde dizildikleri için bu zincir akmaya karşı bir set görevi görmekte olup, frenleme torku bu sayede oluşmaktadır. Bu iplikçiklerin gerilme miktarları ve kayma modunda oluşturulan kuvvet (gerilim) bu zincirlerin uzunluğu ile orantılıdır. Böylece daha küçük boşluk büyüklüğü daha kısa ipliklere neden olmakta ve kısa iplikler kayma modu kuvvetinin daha fazla olması anlamına gelmektedir. Fakat manyetize olunmayan başlangıç durumundaki direnç kuvveti MR sıvı boşluğu azaldıkça arttığı için tam tersi bir durum meydana gelmektedir. Bu da MR frenlerde istenen çalışma aralığını (başlangıçta manyetik alan yokken var olan direnç torkunun az, manyetik alan MR sıvıyı aktif ettiğinde ulaşılabilecek maksimum tork değerinin yüksek olması gereken aralık) daraltmaktadır. Böylece dalga formda yüzey şekilli tasarım, düz yüzeyli sıvı boşluğu içeren tasarıma kıyasla daha fazla bir kayma modu kuvvetinde artma sağladığı, üstelik düz yüzeyli tasarıma kıyasla fazla sıvı boşluğu içerse bile bu artışı sürdürdüğünü kanıtlanmıştır.

Dalga formulu boşluğun bu avantajının bir nedeni de manyetize olan iplikçikler arasındaki gerilmelerin düz boşlukta çekme, dalga formunda ise basma halinde bulunmasıdır. Çekme halinde iplikçikler daha kolay kopabilmektedir. Deneysel göstermiştir ki dalga formundaki MR sıvı boşluk yüzeyi, düz yüzeyli boşluğa göre 6 kat fazla frenleme torku sağlamıştır (Nam ve Ahn, 2009).

2.5.3. Disk Tipi MR Frenler

Disk frenler literatürdeki en yaygın tasarımıdır ve bu konuda yapılan ilk çalışma Rabinow (1951) tarafından ortaya koyulmuş olan tasarımıdır. Bu tasarımda rotor disk şeklindedir ve manyetik alan disk yüzeyine dik olarak eksenel yönde uygulanmaktadır. Literatürde bu tip tasarımlara benzer olarak, manyetik kutuplanan alanı artırmak amacıyla bir yerine iki sarım kullanılması, ya da dış çapı küçültmek için sarımların yeniden konumlandırılması gibi değişik tipte tasarımlar bulunmaktadır. Tambur tiplere benzer olarak, disk frenlerin performansları da kayma modunun aktif MR sıvı alanı artırılarak yükseltilebilmektedir. Bununla beraber Rabinow'un bu tasarımı, ticari bir ürün olarak Lord Corporation firması tarafından üretilmiş olan ve başka çalışmalarda da kullanılan tek MR fren tasarımıdır. Yine de arzu edilen boşluk miktarı büyük ve küçük olduğunda daha fazla tork sağlayan tambur tipi tercih edilmektedir. Örneğin Huang ve arkadaşları tarafından analitik ifadelerle ortaya konulan tasarımda Lord Corporation firmasının eğitim materyallerinde kullanılmaktadır (Lampe ve Grundmann, 2000; Sapinski ve Bydon, 2003).

Tambur tiplerin aksine disk tipi MR frenlerde aktif MR sıvı alanı eksenel doğrultuda sıvı boşluğunun uç yüzeyleri çevresine konumlandırılmıştır. Bu sebeple rotor silindirinin kalın yapılması fikri uygun düşmemektedir. Öte yandan, rotor silindirinin çap değeri, disk tipi MR frenin performansını etkileyen önemli bir parametre haline gelmektedir. Fakat aktif sıvı alanını arttırmak için bugüne kadar iki yaklaşım üzerinde durulmuştur. Bunların ilki rotor diskinin yarıçapını arttırmak, diğeri de disk sayısını arttırmaktır. Fakat bu yaklaşımlar düşünüldüğünde, rotor diskini büyütmek yerine disk sayısını arttırmanın daha uygulanabilir olduğu görülmüş ve literatürde şimdiye kadar geliştirilmekte olan farklı disk tipi MR frenlerde disk sayısının arttırılması esas alınmıştır.

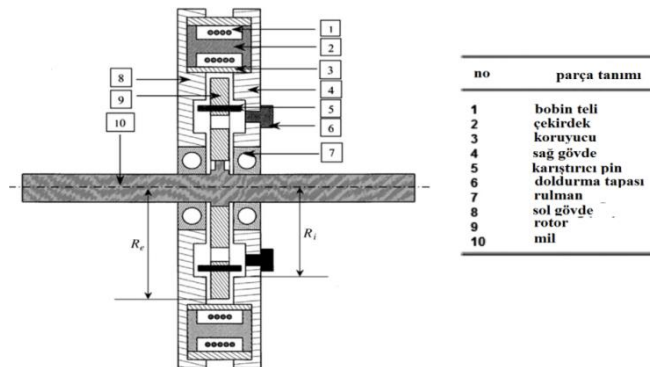


Şekil 2.31. (a) Tipik bir disk tipi MR fren konsepti kesiti, (b) Gerekli ölçüleriyle verilmiş tipik disk tipi MR fren konfigürasyonu (Farjoud vd., 2008; Nyugen ve Choi, 2012)

Şekil 2.31b’de tipik bir disk tipi MR fren tasarımını için gerekli olan ölçüleri görülmektedir. Dönel disk olarak adlandırılan rotor çok ince yapıdadır. Sarımlara akım uygulandığında manyetik alan üretilmekte ve rotorun uç yüzeylerindeki MR sıvı katılaşmaktadır. Dönen disk ve MR sıvı arasında oluşan kayma sürtünmesi milin yavaşlayıp durmasını sağlamaktadır.

2.5.3.1. Tek Diskli MR Frenler

Şekil 2.32’de görüldüğü gibi, tek bir dönel rotor diskini 2 stator diski arasına konumlandırarak oluşturulan disk tipi MR frenin şekli verilmiştir. Li ve Du (2003) tarafından ortaya koyulan bu çalışmada bobinler I profil olarak düzenlenmiştir.



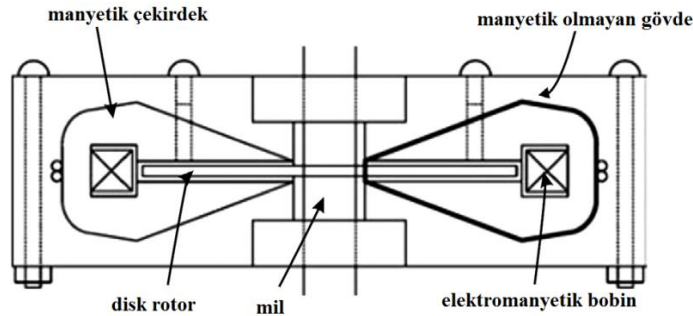
Şekil 2.32. Disk tipi MR frenin kesit detayı (Li ve Du, 2003)

Bu tasarım basit oluşu, bakımının kolay olması, ince yapılı olması ve üretiminin kolay yapılabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Tüm bu avantajlarla birlikte, ortaya koyulan tasarım 2 Nm tork üretebildiği için düşük tork gerektiren uygulamalarda kullanılabilir.

2.5.3.2. Çekirdek Geometrisi Optimize Edilmiş Tasarım

MR fren performansını arttırmak için Nam vd. (2007) tarafından manyetik akı çevriminin izlediği yolu optimize ederek yeni bir tasarım önermişlerdir. Bu yapıda MR sıvıdan geçen manyetik akı eksenel yönden uygulandığı için disk tipi düşüncesine uymaktadır. Bu tasarımdaki akı optimizasyonu, sarımları içeren çekirdeklerin optimum bir geometride planlanmasıyla elde edilmektedir.

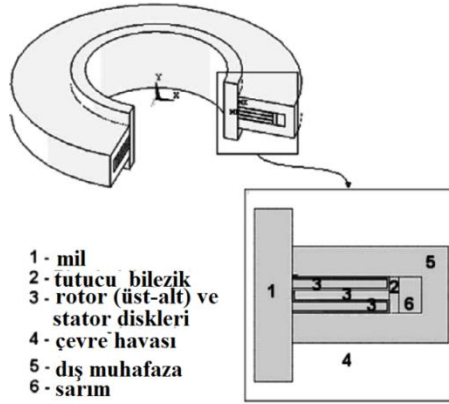
Bu geometrinin amaçlarından birisi, çekirdek içerisinde manyetik akı yolu uzunluğunu kısa tutmak suretiyle akı yoğunluğunun artırılmasıdır. Bir diğer amaç ise kaybedilen ısı enerjisinin minimum noktalara çekilmesi için, manyetik direninin artırılması ve böylece MR frenin karakteristiğinin geliştirilmesidir. Ayrıca ortaya konulmuştur ki optimize edilmiş çekirdek geometrisi geleneksel çekirdek yüzey geometrisine kıyasla, zaman sabiti, tepkisel frekans ve histerezis karakteristiği yönünden daha iyi bir performans vermektedir. Sonuçlar klasik çekirdek geometrisine göre, akı yoğunluğunun %10 maksimum torkun da %20 oranında arttığını ortaya koymaktadır. Ayrıca yapı lineer bir girdi-çıkı ilişkisi barındırabildiği için, tork kontrol uygulamalarında kullanılabilir. Bununla beraber üretim açısından bu geometrideki çekirdeklerin geliştirilme süreci bir hayli zor ve uğraştırıcıdır.



Şekil 2.33. Sarım çekirdekleri optimize edilerek geometri verilmiş tasarım (Nam vd., 2007)

2.5.4. Çok Diskli MR Frenler

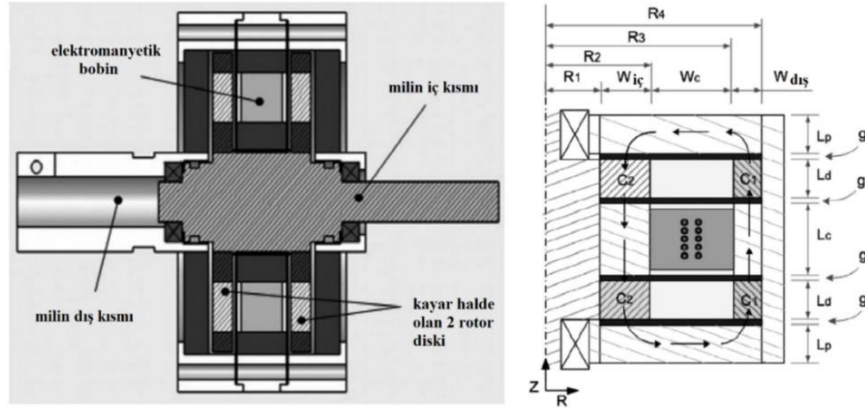
Disk frenler ile ilgili diğer bir tasarım ise çok diskli MR fren tasarımıdır (Park vd., 2006). Bu tasarımın boyutu oldukça büyük olup, buna bağlı olarak elde edilen tork da oldukça büyüktür. Şekil 2.34'te görülen bu yapıda odaklanılan nokta bir MR fren uygulaması olmamasına rağmen, bu tasarım ilk çok disk tipindeki MR fren kabul edilmektedir. Maksimum 65 kg ağırlığında bir cihazla 1010 Nm kadar bir tork elde etme amacıyla yapılan optimizasyon çalışması sonucu ortaya çıkan bu tasarım, 2 dönen rotor diski arasına bir stator diski konumlandırılması sonucu elde edilmiştir. Bu mevcut yapı ile 27.9 kg'lık bir MR fren tasarımı elde edilmiş olup, bu tasarım 1013 Nm tork değerine ulaşabilmektedir.



Şekil 2.34. Çok disk yapılı MR fren (Park vd., 2006)

2.5.4.1. Çift Diskli Sarımı Farklı Konumlandırılmış Tasarım

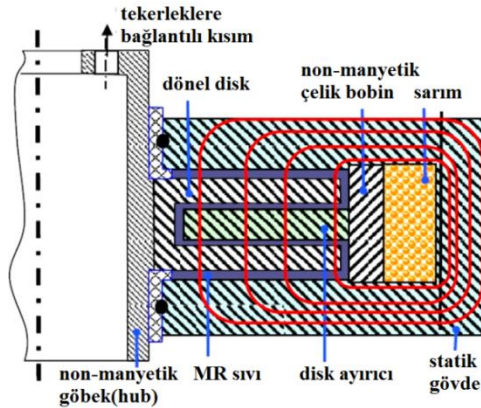
Çok diskli MR frenler üzerine yapılan çalışmalardan biri de sarım konumlarına odaklanılarak geliştirilen tasarımıdır (Zhou vd., 2007). Disk tipi MR frenlerde sıklıkla, sarımlar tambur tiplere benzer şekilde silindirin radyal doğrultuda dış tarafına yerleştirilmektedir. Buradaki amaç MR freni daha ince yapabilmektir. Zhou vd. (2007) tasarımında ise fren kalınlığı öncelik olarak ele alınmamış, sarımlar dönel rotor disklerinin arasına yerleştirilmiştir. Bu sayede MR frenin uçtan uca çapı düşürülmüş, aynı zamanda da birden fazla aktif sıvı alanı elde edilmiştir. Şekil 2.35'te verilen bu yapı uçta uca 76 mm çap ve 40 mm'lik kalınlık ölçüsüne sahip olup, 3.5 Nm gibi uygun bir tork değeri elde etmektedir.



Şekil 2.35. Çift diskli, sarım konumu geliştirilmiş kompakt MR fren (Zhou vd., 2007)

2.5.4.2. Çok (Multiple) Diskli Tasarım

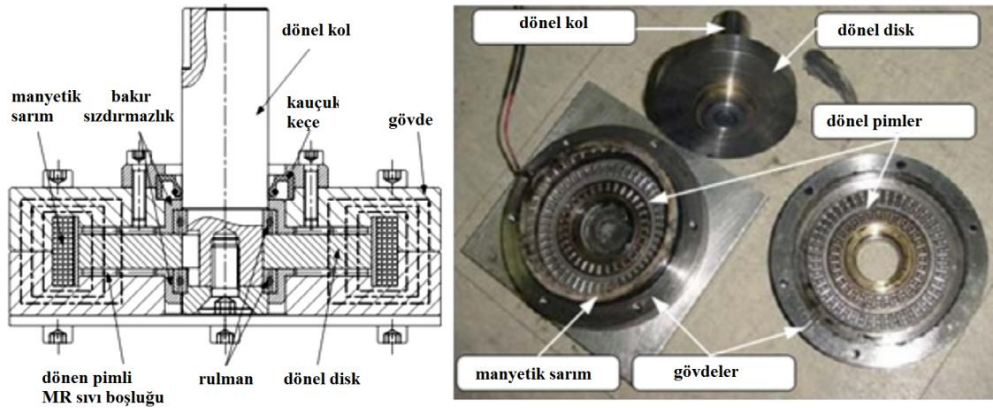
Yüksek tork talebi nedeniyle Nguyen ve Choi (2010) ve Karakoç vd. (2008) tarafından otomotiv uygulamaları için yeni bir tasarım önerilmiştir. Önceki MR frenlerde düşük tork elde edilmesi ve tasarım açısından güvenilirlik gibi sorunlar nedeniyle, araştırmacılar hem stator hem rotor disklerini ikiden fazla düşünerek yüksek tork değerlerine daha hafif bir yapıda ulaşmayı amaçlamışlardır. Bu amaç doğrultusunda Park vd. (2006) tarafından yapılan tasarımda da aynı optimizasyon metodu kullanılmıştır. Önerilen bu tasarım, uçtan uca 240 mm çapında ve 11.8 kg ağırlığında bir MR fren olup, 1.8 A ile 23 Nm tork değerine ulaşabilmektedir. Fakat yine de bu değer, bir yolcu aracının gerektirdiği fren torkunun yalnızca %5'ine karşılık gelebilmektedir. Şekil 2.36'da söz konusu tasarımın kesiti verilmektedir.



Şekil 2.36. Çok diskten oluşan MR fren kesiti (Nyugen ve Choi, 2010)

2.5.4.3. Küçük Çelik Makaralarla Donatılmış Tasarım

Nahm ve Ahn çalışmalarına devam ederek frenleme torkunu geliştirmek için fren içerisini küçük silindirik şeklinde çelik makaralarla birleştirmişlerdir. Şekil 2.37’de de görüldüğü üzere çelik makaralar rotor ve stator cidarları arasında ve MR sıvıya daldırılmış halde yerleştirilerek manyetik alanın, buna bağlı olarak direnç kuvvetinin büyütülmesi amaçlanmaktadır (Nam ve Ahn, 2009). Bu düşünce, çelik makaraların varlığının üniform olmayan bir yüzey sağlaması ve dolayısıyla dalga formlu yüzey tasarımlarına benzemekle beraber buradaki temel farklar, küçük çelik makaraların aslında rotor duvarına değil stator duvarına yerleştirilmiş olmasıdır. Dalga formlu tasarımlarda bu form, rotor ile radyal doğrultuda karşılaşıyorken bu tasarımlarında ise aksel doğrultuda karşılaşıyor olmasıdır. Çelik makaralı bu yapının, fren torkunu aynı güç sarfiyatı ve büyüklüğündeki klasik MR frenlere göre 2 kat oranında arttırdığı ortaya konulmuştur.

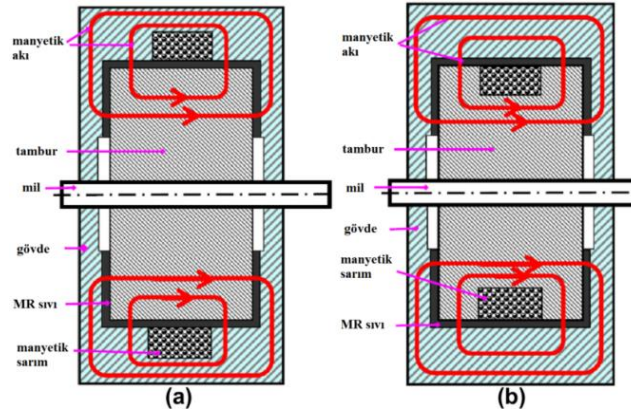


Şekil 2.37. Disk tipi dönel makaralarla donatılmış MR fren tasarımı (Nam ve Ahn, 2009)

2.5.5. Karma (Hybrid) Tip MR Frenler

Temelde disk ve tambur tipi MR fren tasarımlarının fren performanslarında iyileştirme çalışmaları, kapasitelerini aşmaya başladığı ve geliştirmelerde karşılaşılan zorluklar nedeniyle 2010 yılından itibaren karma tasarımlara doğru kaymaya başlamıştır (Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2012). Hibrit yani karma terimi, sıklıkla tambur tiplerdeki görülen radyal akı doğrultusu ile genelde disk tiplerinde kullanılan aksel akı doğrultusu mantığının beraber kullanıldığı tasarımları belirtmektedir. İlk karma MR fren tasarımı Şekil 2.38’de görülen tek sarımlı yapıdır. Bu yapı temelde sarım yerleşimi olarak tambur tipi yapıya benzemekle beraber

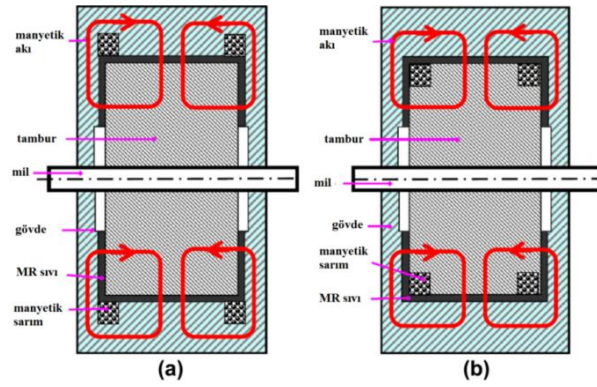
gövde için seçilmiş olan malzeme olarak farklılık göstermektedir. Klasik tambur tipi MR frenlerde gövde malzemesi manyetik olmayan bir malzeme seçilirken, bu tasarımda manyetik akının eksenel MR sıvı boşluğu boyunca bir yol izlemesine eşlik edebilmek için gövde, manyetik geçirgenliğe sahip bir malzemeden yapılmaktadır. Fakat tek sarımlı bu tasarımda aktif MR sıvı alanının eksenel ve radyal taraflarında homojen olmayan bir akı yoğunluğu oluşmaktadır. Manyetik akı çevrimini tamamlamak için en kısa yolu tercih ettiği için, radyal ve eksenel çeper yüzeylerinde manyetik akı çizgi uzunlukları farklılaşmakta, bu da homojen dağılmayan bir akı yoğunluğuna yol açmaktadır. Bu sebepler aktif MR sıvı alanının radyal doğrultuda, eksenel doğrultudan daha fazla bir akı yoğunluğuna sahip olması sonucunu doğurmaktadır.



Şekil 2.38. (a) ilk Hybrid MR fren konsepti: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2012)

2.5.5.1. Çift Sarımlı (Kutuplu) Karma Tasarım

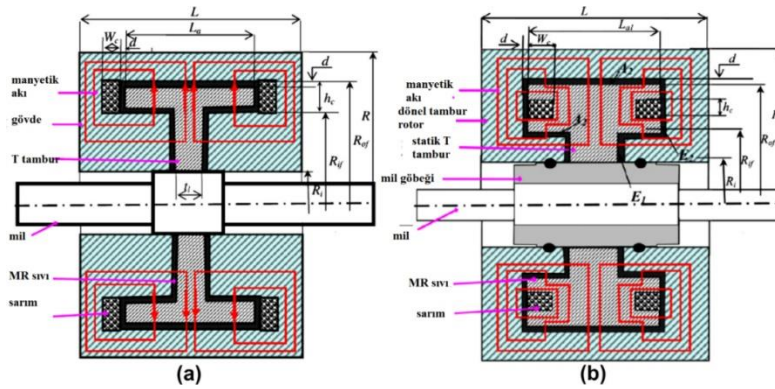
Akı yoğunluğunu homojen hale getirmek amacıyla birçok araştırmacı tarafından çift sarımlı karma tasarım önerilmektedir (Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2011). Şekil 2.39'da kutupların sıvı boşluğunun iç köşesine ve dış köşesine yerleştirilmiş düzenlemeleri verilmektedir. Çift kutup düşüncesi, önceki tasarıma nazaran akı yoğunluğunu eksenel ve radyal doğrultularda homojen hale getirmektedir.



Şekil 2.39. (a) çift kutuplu tasarım: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2011)

2.5.5.2. T Şekilli Tasarım

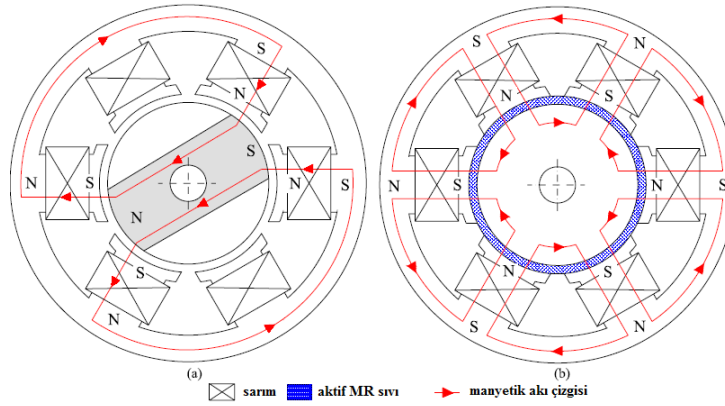
Karma MR frende radyal bir yaklaşım olarak T şekilli tasarım ortaya çıkmıştır. İlk tasarımdan itibaren farklı araştırmacılar tarafından değişik tasarımlar ortaya koyulmaktadır (Avraam vd., 2010; Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2012). T şekilli rotor yapısı, ulaşılabilir frenleme torkunun birkaç kat artırılabilmesini sağlayan birden çok aktif MR sıvı alanı barındırmaktadır. Bunun yanında diğer karma MR fren tasarımları gibi, sarımlar, rotorda ve statorda olabilmektedir. Yalnızca eksenel doğrultudaki sıvı boşluğunda aktif MR sıvı alanı oluşturmak yerine, hem eksenel hem radyal doğrultuda aktif MR sıvı alanı türetilmektedir. Şekil 2.40'ta T şekilli konsept tasarım verilmektedir (Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2012). Manyetik akı bu özel T yapısında, yapının hem iç hem de dış dairesel kanallarından geçtiği ve T kollarının radyal doğrultularını takip ettiği için yüksek tork değerleri elde edilebilmektedir.



Şekil 2.40. (a) T şekilli karma MR fren konsepti: stator sarım ve (b) rotor sarım (Nyugen ve Choi, 2011; Nyugen ve Choi, 2012)

2.5.5.3. Çok Kutuplu (Multi-pole) Stator Sarım Tasarım

Literatürde bulunan tasarımlarda, frenleme torkunun geliştirilmesi için birçok yöntem uygulanmış ve halen uygulanmaya devam etmektedir. Bu yöntemler genel olarak daha iyi akma karakteristiğinde bir MR sıvı kullanımı, sıvı boşluğunun azaltılması, aktif MR sıvı alanının genişletilmesi ve manyetik doyumdan kaçınmak şartıyla manyetik alan şiddetinin artırılması olarak sıralanabilmektedir. MR sıvı karakteristiği ve sıvı boşluğuna odaklanılan yöntemlerde tork artırımını sınırlı düzeyde gözlenmiştir. Aktif MR sıvı alanını genişletmek için ise buraya kadar incelenen tasarımlarda da görüldüğü üzere, ek dönel diskler kullanılmış (Nyugen ve Choi, 2010; Karakoç vd., 2008), ek sarımlar (Sukhwani ve Hirani, 2008) tasarımlara eklenmiştir. Disk tiplerde radyal (Park vd., 2008), tambur tiplere dahil edilen yapılarda eksenel boyutlar genişletilmeye çalışılmış (Senkai ve Gurocak, 2009), son olarak karma ve özellikle optimal boyutlara sahip T şekilli tasarımlar ortaya konulmuştur (Nyugen ve Choi, 2011). İncelenen bu gelişmelerle MR sıvının alanı büyütülebilse de, aktif hale gelmeyen sıvı alanları da artmak zorunda kalmış, bununla beraber özellikle sarımların statorda olduğu yapılarda boyut ve ağırlıklar da arttırılmak durumunda kalmıştır. Aktif edilmeyen sıvı alanının artması ise tüketilmesi gereken güç sarfiyatını arttırmaktadır. Manyetik alan şiddetinde (akımla eşdeğer) istenen bir artım doğrudan ve en kolayca sarım yapılmış kutup sayılarının arttırılması ile mümkün olabilmektedir. Boş alan kısıtlamaları ve manyetik doyuma ulaşılması kısıtları, kutup sayısı ve yerleşimini sınırlandırabilmektedir. Yine de uygulamaya uygun sarım sayısı ve konumlandırması sağlandığı takdirde çok kutuplu MR fren yapısı tork artırımında önemli bir seçenek haline gelmektedir. Çok kutuplu ilk yapı Shiao vd. (2013, 2015) tarafından literatüre kazandırılmıştır. Bu tasarımın karışık bir yapıda olması ve daha fazla performans gelişimine gerek duyması nedenleriyle Shiao ve Nguyen tarafından yeniden tasarlanması düşünülmüştür. Yeniden tasarlanmış yapı, kutupların monte edildiği manyetik bir stator gövdeden ve dönel rotor tamburundan oluşmaktadır. Kutupların yerleşimiyle ortada oluşan silindirik boşlukta rotorun dönmesi sağlanmaktadır. Şekil 2.41a fırçasız bir doğru akım motorunun çalışma konseptini, 2.41b ise çok kutuplu MR frenin çalışma konseptini, göstermektedir. Kolay bir karşılaştırma amacıyla çok kutuplu MR fren konsepti elektrik motoru ile beraber verilmektedir (Shiao vd. 2013, 2015).

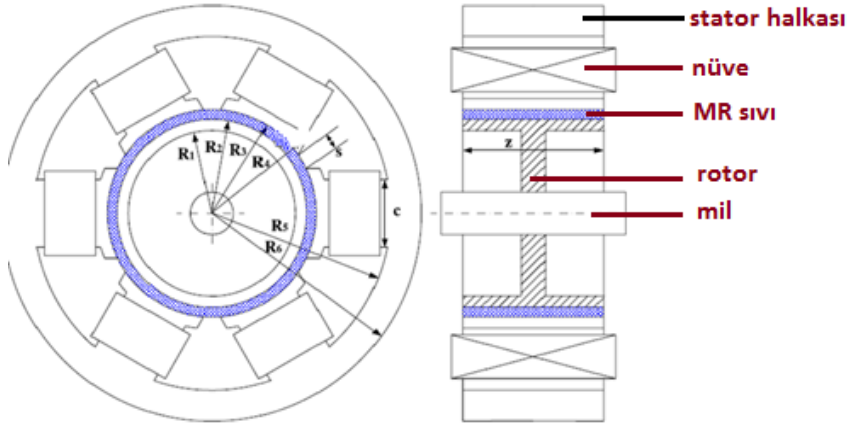


Şekil 2.41. (a) Fırçasız doğru akım motoru ve (b) çok kutuplu MR fren Shiao vd. (2013, 2015)

Çok kutuplu MR fren konseptinde manyetik akı kırmızı çizgiler boyunca ilerler ve her bir kutuptan geçen akı yönü, o kutbun 2 komşu kutbundan geçen akı yönünün tam zıttıdır. Sonuç olarak manyetik akı bir kutba girerek, MR sıvı içerisinde geçmekte, rotora doğru ilerlemekte, dönüş yolunda ise tekrar MR sıvı boşluğunu kat ederek komşu kutba girmektedir.

Çok kutuplu MR frende rotor ve stator arasında manyetik geçirgenliğe sahip MR sıvı bulunuyorken, verilen doğru akım motorunda bu kısımda manyetik olarak yalıtılan hava bulunmaktadır. Bir diğer fark ise, MR frende rotor için manyetik olmayan bir metal kullanılırken, motordaki rotorun N-S kutuplaşması için manyetik bir malzeme olması şarttır. Son olarak MR frende manyetik alan akım uygulandığı zaman ortaya çıkmakta ve rotorun dönüşü engellenmektedir. Tam tersi olarak da motorda manyetik alan rotorun dönmesini sağlamak için uygulanmaktadır.

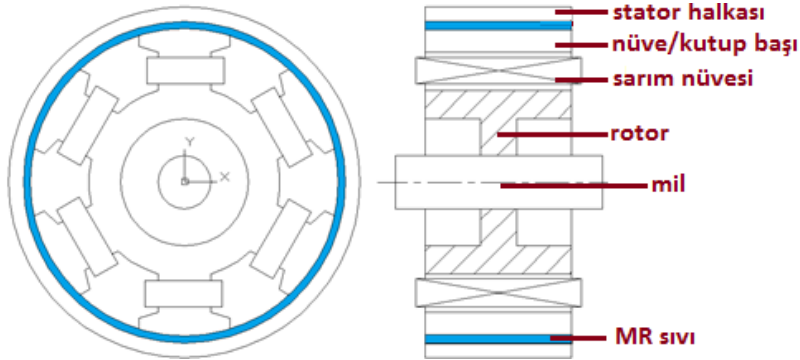
Çok kutuplu MR frenin bu yenilikçi tasarımı sayesinde manyetik akı, tüm MR sıvısının içinden dik bir şekilde geçmektedir. Tasarım konsepti çerçevesinde, her kutbun baş kısmındaki alanlar, sıvı kanalındaki MR sıvıyı aktive etmek üzere etkilenmektedir. Rotor boyutuna, kutup sayısına ve üretilebilirliğe göre arzu edilen kutup sayısı ve düzenlemesi seçilebilmektedir. Bu esneklik çok kutuplu tasarımın farklı şekillerde kullanımına, düzenlenmesine olanak tanıyarak frenleme tork arttırımı için değişik kombinasyonlar da sağlamaktadır.



Şekil 2.42. Elzem ölçülerle çok kutuplu MR fren konsepti (Shiao vd. 2013, 2015)

2.5.5.4. Sarım Konumu Değiştirilmiş - Rotor Sarım Çok Kutuplu Tasarım

Çok kutuplu tasarımın sarımlarının yapıldığı çekirdek nüve kısımları basitçe statora değil rotora monte edilerek rotor çekirdekler ile yekpare üretildiğinde MR sıvı boşluğu daha büyük bir çapta, çekirdek nüve uçları ile dış muhafaza olan stator arasında oluşacaktır. Bu sayede aktif MR sıvı alanı büyütülerek daha büyük torklar elde edilebilecektir. Şekil 2.43 sarımları modifiye edilmiş konsept çok kutuplu tasarımı göstermektedir.

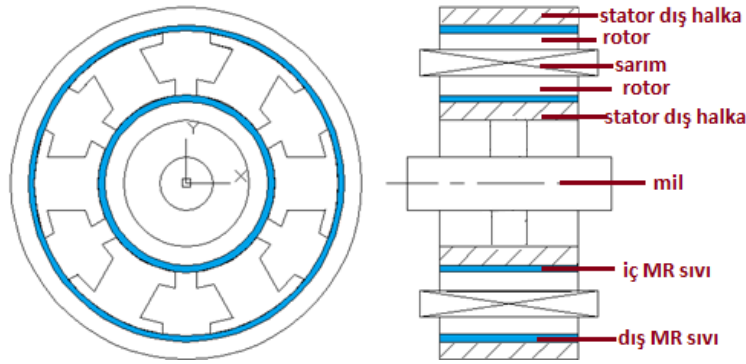


Şekil 2.43. Rotor sarım çok kutuplu özgün tasarım

2.5.5.5. Proje kapsamında tasarlanan özgün T-Şekilli Çok Kutuplu Tasarım

Bu bölümde bahsedilen tasarım ortaya koyulan özgün bir tasarımdır. Çok kutuplu MR fren tasarımında bahsedildiği gibi, bu yöntem manyetik akı çevrimlerinin sayısını artırarak alan şiddetinin en basit ve en fazla miktarda artırmanın etkili yollarından birisidir. Bununla birlikte bir dönel MR fren tasarımında çalışma aralığı, boyutların küçük olması ve hafiflik (kompaktlık), elde

edilen tork miktarı gibi etkenler aynı anda önem arz etmektedir. Daha önce bahsedilen T-şekilli tasarımda, manyetik alan kaynağı olan sarımlar MR sıvıdan uzaklaştıkça manyetik akının gideceği yol uzadığı için, akının yoğunluğu da zayıflamaktadır. Bu durum uzun mesafeler söz konusu olduğunda aktif MR sıvı alanının daralmasına, yani MR sıvının düşük bir manyetik alan şiddetiyle aktifleştirmeye, dolayısıyla manyetik alan şiddetinin ve tork artırımının sınırlandırılmasına neden olmaktadır. Hem daha çok MR sıvı alanının aktif hale getirilebilmesi, hem de daha kuvvetli bir aktifleştirme vasıtasıyla büyük miktarda arttırılmış frenleme tork değerlerine ulaşılabilir. Çok kutuplu yapı sayesinde bir kutupta oluşan manyetik akı zayıflamadan, bir diğer (komşu) kutup manyetik akı çevrimi oluşturabilmektedir. Böylece T-şekilli rotorun alt ve üst bölgesindeki MR sıvının her bölgesi efektif bir şekilde aktive edilebilmektedir.



Şekil 2.44. T şekilli çok kutuplu özgün tasarım

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Tasarımı İçin Simülasyon Çalışmaları

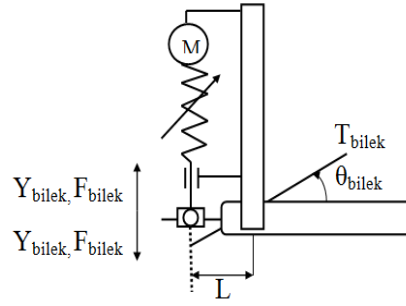
Dış iskelet robotlarda ve insansı robotlarda kullanılan sertliği değiştirilebilir eyleyiciler bataryalarla çalışan mobil cihazlar olduğu için enerji verimliliği yüksek ve insan alt uzuvlarında kullanılabilmesi için mümkün olduğunca hafif ve kompakt olması beklenmektedir. Bunun için tasarlanan eyleyicilerde bu iki özelliği göz önünde bulundurarak, hem en yüksek enerji verimliliğine sahip hem de minimum güç gereksinimi olan küçük motorların kullanılabildiği bir tasarım oluşturmak gerekmektedir. Bunun için bu bölümde literatürde var olan antagonistik, mekanik olarak ön gerilme ile düzenlenen ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımların mekanizmaları ve bu tasarımlara ait denklemler ortaya koyulmuştur. Ancak öncelikle bu eyleyicilerin doğrusal olarak tasarlandığı varsayılmış ve bunun için de doğrusal eyleyicilerin

hareketlerinin dönel harekete dönüştürülmesi yapılmıştır. Daha sonra bu tasarımların bir insanın ayak bileği eklemine kullanılması durumunda simülasyon testleri gerçekleştirilmiştir. Bu simülasyon çalışmalarına giriş yapmadan önce ayak bileğine ait biyomekanik veriler (açı ve moment) literatürde var olan çalışmalardan alınmıştır. Hem biyomekanik veriler hem de bu tasarımlara ait denklemler kullanılarak antagonistik, mekanik olarak ön gerilme ile düzenlenen ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımları minimum güç gereksinimi ve enerji sarfiyatı açısından karşılaştırılmaktadır.

3.1.1. Antagonistlik, Ön gerilmeli Ve İletim Oranı İle Sertliği Düzenlenen Eyleyici Denklemleri

Bu bölümde antagonistik, ön gerilmeli ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımlarını simülasyon ortamında karşılaştırmak için gerekli olan denklemler verilmektedir. Öncelikle bu eyleyicilerin doğrusal olarak tasarlandığı varsayılmakta ve alt uzuv eklemleri için bu doğrusal eyleyicilerin hareketlerinin dönel harekete dönüştürülmesi gerekmektedir. Çünkü ayak bileği eklemi dönel bir bağlantıdır. Bu yüzden ayak bileği eklemi biyomekanik moment ve açı bilgileri, doğrusal eyleyiciler için doğrudan kullanılamaz. Doğrusal eyleyici tasarımlarında ayak bileği için literatürde var olan biyomekanik verilerin (ayak bileği açısı, moment ve sertlik değerleri) kullanılacak olan mekanizmaya bağlı olarak gerekli formüller ile dönüştürülmesi gerekmektedir. Dönel hareket bağlantılarını doğrusal harekete dönüştürmek için basit bir kayan kuvvet kolu mekanizması kullanılmaktadır. Bu mekanizmada eyleyicinin hareket çizgisi dikey ve kuvvet uygulama noktası ayak bileği eksenine etrafında olduğu için, kuvvet uygulama noktası ve ayak bileği eksenine arasındaki L uzunluğunda bir kuvvet kolu düşünülerek doğrusal değerler hesaplanabilmektedir. Doğrusal bir eyleyici için ayak bileğinde düşünülen mekanizmanın şematik resmi Şekil 3.1’de verilmektedir.

Ayak bileği eksenine ile doğrusal eyleyicinin kuvvet uygulama eksenine arasındaki trigonometrik ilişkiler kurularak denklem (1-7)’deki dönüşüm formülleri elde edilebilir.



Şekil 3.1. L uzunluğunda kuvvet koluna sahip sertliği değiştirilebilir eyleyici

Ayak bileği için gerekli kinematik datalar trigonometrik ilişkilerden elde edilebilmektedir. Doğrusal eyleyici ve ayak bileği arasındaki ilişki denklem (3.1) ve (3.2)'deki gibi ifade edilmektedir.

Bu şekilde eyleyici yer değiştirmesi:

$$y_{bilek} = L \tan(\theta_{bilek}) \quad (3.1)$$

$$T_{bilek} = L F_{bilek} \quad (3.2)$$

Bu denklemlerdeki θ_{bilek} , T_{bilek} , F_{bilek} ifadeleri sırası ile bilek açısını, bilek momentini ve bileğe yerleştirilen doğrusal eyleyici ile ayak arasındaki etkileşim kuvvetini temsil etmektedir.

Denklem (3.1) ve (3.2), θ_{bilek} , T_{bilek} , F_{bilek} değişkenlerine göre türevi alındığında denklem (3.3) ve (3.4) formuna dönüşür;

$$dy_{bilek} = \frac{L}{\theta_{bilek}(\cos \theta_{bilek})^2} d\theta_{bilek} \quad (3.3)$$

$$dT_{bilek} = L dF_{bilek} \quad (3.4)$$

Doğrusal eyleyicinin ve ayak bileğinin sertliği de denklem (3.5) ve (3.6)'daki gibi ifade edilir;

$$K_{y_{bilek}} = \frac{dF_{bilek}}{dy_{bilek}} \quad (3.5)$$

$$K_{\theta_{bilek}} = \frac{dT_{bilek}}{d\theta_{bilek}} \quad (3.6)$$

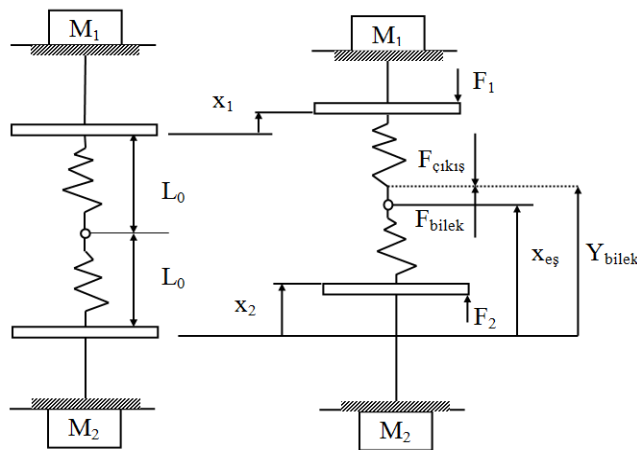
Sonuç olarak denklem (3.4), (3.5) ve (3.6) düzenlenirse doğrusal eyleyici için sertlik değeri ayak bileği açısı ve ayak bileği sertliği cinsinden denklem (3.7)'deki gibi bulunmaktadır;

$$K_{y_{bilek}} = \frac{\theta_{bilek}[\cos(\theta_{bilek})]^2}{L^2} K_{\theta_{bilek}} \quad (3.7)$$

Elde edilen eşitliklerle doğrusal bir eyleyiciye ait verilerin dönel eyleyici tasarımlarında kullanılması mümkündür. Bu sayede lineer eyleyici tasarımları ayak bileği ve diz eklemleri gibi dönel eyleyici tasarımlarında kullanılabilecektir.

3.1.1.1. Antagonistlik Tip Eyleyici Tasarımı

Daha önce sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımları bölümünde antagonistik olarak düzenlenen eyleyici tasarımlarına ait bilgiler verilmişti. Bu tasarımlarda karşılıklı olarak bağlanmış lineer olmayan yaylar, iki farklı motor ile eş zamanlı olarak kontrol edilerek eyleyicinin denge konumu ve sertliği ayarlanabilmektedir. Sertliği değiştirilebilir eyleyicilerde çıkış sertliği karakteristiğinin lineer olması beklenmekte ve bu nedenle daha önceki antagonistik düzenlemede de anlatıldığı gibi, antagonistik sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımlarında kullanılan yayların ikinci dereceden (quadratic) lineer olmayan yaylar olması gerekmektedir.



Şekil 3.2. Doğrusal antagonist sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımının şematik gösterimi

Şekil 3.2’de doğrusal antagonistik bir tasarımın şematik resmi verilmektedir. Bu tasarımda iki ikinci dereceden yay karşılıklı olarak bağlanmıştır. Kullanılan yaylar karşılıklı olarak yerleştirilmiş olan motor1 ve motor2 tarafından sıkıştırılmaktadır. Bu çizimde gösterilen $x_{eş}$, y_{bilek} , $F_{çıkış}$, F_{bilek} , F_1 , F_2 , x_1 , x_2 , L_0 sırası ile eyleyicinin denge konumunu, ayak bileğinin konumunu, doğrusal eyleyicinin çıkış kuvvetini, ayak bileğinin eyleyici üzerinde oluşturduğu kuvveti, birinci motorun uyguladığı kuvveti, ikinci motorun uyguladığı kuvveti ve tasarımda kullanılan yayların serbest uzunluklarını göstermektedir. Tasarımda kullanılan yayların ikinci dereceden (quadratic) yay özelliğine sahip oldukları düşünüldüğünde ayak bileği kuvveti her iki motor tarafından uygulanan kuvvetlerin farkı şeklinde denklem (3.8)’deki gibi ifade edilebilir. Buradaki K ifadesi tasarımda kullanılan ikinci dereceden yay modelinin oransal yay sabitini göstermektedir ($F_{yay} = K \cdot x^2$).

$$F_{bilek} = -F_{çıkış} = K \left[\left(\frac{x_2 - x_1}{2} \right) + (y_{bilek} - x_{eş}) \right]^2 - K \left[\left(\frac{x_2 - x_1}{2} \right) - (y_{bilek} - x_{eş}) \right]^2 \quad (3.8)$$

Denklem 3.8’de ifade edilen denklem kullanılarak birinci ve ikinci motorun yer değiştirme ifadeleri denklem 3.9 ve 3.10’da sunulmuştur.

$$x_1 = \frac{F_{bilek}}{K_{ybilek}} + y_{bilek-bio} + \frac{K_{ybilek}}{4K} \quad (3.9)$$

$$x_2 = \frac{F_{bilek}}{K_{ybilek}} + y_{bilek-bio} - \frac{K_{ybilek}}{4K} \quad (3.10)$$

Denklem (3.8)’de verilen denklem üzerinde gerekli düzenlemeler yapılarak birinci ve ikinci motorun uyguladığı kuvvetler sırasıyla denklem (3.11) ve (3.12)’de verilmiştir.

$$F_1 = K[y_{bilek-bio} - x_1]^2 \quad (3.11)$$

$$F_2 = K[x_2 - y_{bilek-bio}]^2 \quad (3.12)$$

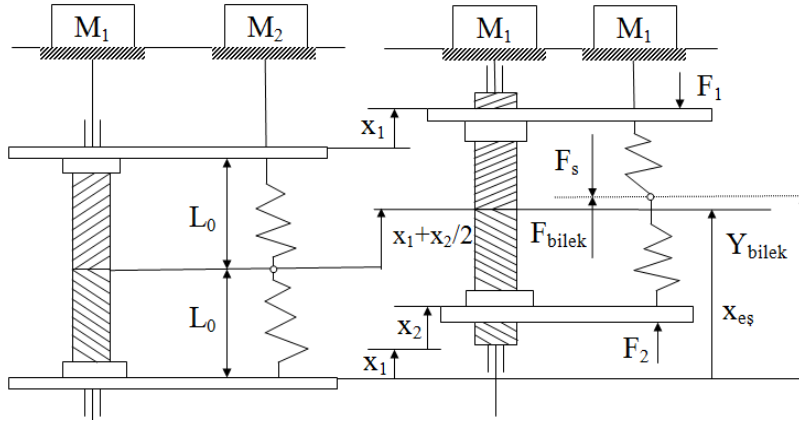
Sonuç olarak doğrusal bir antagonistik eyleyici için gerekli olan güç gereksinimi (P) ve eyleyici tarafından sarf edilen enerji (W), denklem (3.13) ve (3.14)’deki gibi hesaplanabilmektedir.

$$P = F_1 \dot{x}_1 + F_2 \dot{x}_2 \quad (3.13)$$

$$W = \int |F_1 \dot{x}_1| dt + \int |F_2 \dot{x}_2| dt \quad (3.14)$$

3.1.1.2. Mekanik Olarak Ön Gerilme İle Düzenlenen Eyleyici Tasarımı

Bu makalede örnek olarak ele alınan ön gerilmeli eyleyici tasarımlarında karşılıklı olarak bağlanmış iki lineer olmayan yay tek bir motor (M1) ile karşılıklı olarak sıkıştırılmakta; böylece eyleyicinin çıkış noktası olan yayların bağlantı noktasındaki sertlik devamlı olarak ayarlanabilmekte ve ikinci bir motor (M2) ile de eyleyicinin denge konumu ayarlanmaktadır. Şekil 3.3'te bu çalışma için referans alınmış ön gerilmeli doğrusal bir sertliği değiştirilebilir eyleyicinin şematik çizimi verilmektedir. Tasarımda kullanılan birinci motor tarafından yayları karşılıklı olarak sıkıştırmak amacıyla, çift taraflı bir bilyeli mil-somun yani hem sağ helis hem de sol helise sahip bir vidalı mil kullanılmıştır. Bu vidalı mil motor1 tarafından tahrik edildiği zaman vidalı mil üzerindeki plakalar yardımıyla yaylar sıkıştırılmaktadır. Böylece ikinci dereceden (quadratic) lineer olmayan yayların karşılıklı olarak eşit miktarda sıkıştırılması ile bağlantı noktasındaki sertlik değiştirilebilmektedir.



Şekil 3.3. Ön gerilmeli bir eyleyici tasarımı şematik gösterimi

Şekil 3.3'teki doğrusal ön gerilmeli bir eyleyicinin şematik çiziminde gösterilen $x_{eş}$, y_{bilek} , $F_{çıkış}$, F_{bilek} , F_1 , F_2 , x_1 , x_2 , L_0 sırası ile eyleyicinin denge konumunu, ayak bileğinin konumunu, doğrusal eyleyicinin çıkış kuvvetini, ayak bileğinin eyleyici üzerinde oluşturduğu kuvveti, birinci motorun uyguladığı kuvveti, ikinci motorun uyguladığı kuvveti ve tasarımda kullanılan yayların serbest uzunluklarını göstermektedir.

Ön gerilmeli eyleyici tasarımı da kullanılan yayların ikinci dereceden yay özelliğine sahip oldukları düşünüldüğünde ayak bileği kuvveti denklem (3.15)'teki gibi ifade edilir. Antagonistlik tasarımı olduğu gibi buradaki K ifadesi tasarımı kullanılan ikinci dereceden yay modelinin oransal yay sabitini göstermektedir ($F_{yay} = K \cdot x^2$). Ön gerilmeli tasarım antagonistlik tasarımdan farklı olarak eyleyicinin çıkışındaki, ayak bileği ile olan etkileşim kuvveti doğrudan ikinci motor (M_2) tarafından karşılanmaktadır. ($F_{bilek} = -F_{çıkış} = -F_2$).

$$F_{bilek} = -F_{çıkış} = -F_2 = K \left[\left(\frac{x_2}{2} \right) + (y_{bilek} - x_{eş}) \right]^2 - K \left[\left(\frac{x_2}{2} \right) - (y_{bilek} - x_{eş}) \right]^2 \quad (3.15)$$

Bu denklem tekrar düzenlenir ve gerekli işlemler yapıldığı takdirde birinci ve ikinci motorun yer değiştirme denklemleri elde edilebilmektedir. Bu denklemler 3.16 ve 3.17'de verilmektedir.

$$x_1 = -\frac{F_{bilek}}{2Kx_2} + y_{bilek} - \frac{x_2}{2} - L_0 \quad (3.16)$$

$$x_2 = \frac{K_{ybilek}}{2K} \quad (3.17)$$

Daha öncede belirtildiği gibi ön gerilmeli eyleyici tasarımı ayak bileği tarafından uygulanan kuvvet tıpkı seri elastik eyleyicilerde olduğu gibi doğrudan ikinci motor tarafından karşılanmaktadır. Dolayısı ile ikinci motor tarafından uygulanan kuvvet biyomekanik ayak bileği kuvvetine eşittir ($F_2 = -F_{bilek}$). Birinci motor tarafından uygulanan kuvvet Şekil 3.3'te altta kalan yayın sıkışma miktarından kaynaklanan kuvvete eşittir ve denklem (3.18)'deki gibi ifade edilir.

$$F_1 = K[(x_1 + x_2) - (y_{bilek} - L_0)]^2 \quad (3.18)$$

İkinci motor tarafından uygulanan kuvvet en sade hali ile denklem (3.19)'daki forma dönüşür;

$$F_2 = K \left[-\frac{F_{bilek}}{K_{ybilek}} + \frac{K_{ybilek}}{4K} \right]^2 \quad (3.19)$$

Sonuç olarak doğrusal bir ön gerilmeli eyleyici için gerekli olan güç gereksinimi (P) ve enerji (W) antagonistlik tasarımı olduğu gibi denklem (3.20) ve (3.21)'deki gibi hesaplanabilmektedir.

$$P = F_1 \cdot \dot{x}_1 + F_2 \cdot \dot{x}_2 \quad (3.20)$$

Denklem (3.22) bilek ekleminde istenilen bir sertlik değeri için ikinci motor tarafından ayarlanan kuvvet kolu mesafesini hesaplamak için kullanılmaktadır.

$$x_2 = \frac{(a+L)L}{L + \cos\theta \sqrt{\frac{K_{\theta \text{bilek}}}{2K}}} \quad (3.22)$$

Bununla birlikte denklem (3.23) kullanılarak ayak bileğinde istenilen momenti elde etmek için birinci motorun konumu hesaplanabilir.

$$x_1 = (a + L - x_2)\tan\theta + \frac{T_{\text{bilek}} \cdot x_2^2}{2L^2(a+L-x_2)K} \quad (3.23)$$

Birinci motor tarafından uygulanan kuvvet ise (3.24)'te verilen denklem ile bulunabilmektedir.

$$F_1 = -2K \frac{L^2}{x_2^2} [(x_1 - (a + L - x_2)) \cdot \tan\theta] \quad (3.24)$$

Daha sonra, ikinci motor tarafından uygulanan kuvvet denklem (3.25)'teki gibi bulunmaktadır.

$$F_2 = F_{\text{çıkış}} (\cos \alpha \cdot \sin(\arctan(\frac{x_1-y}{x_2})) + \cos \theta \sin \theta) \quad (3.25)$$

Sonuç olarak iletim oranı ile düzenlenen bir eyleyici için gerekli olan güç gereksinimi P ve eyleyici tarafından sarf edilen enerji W, denklem (3.26) ve (3.27)'deki gibi hesaplanabilmektedir.

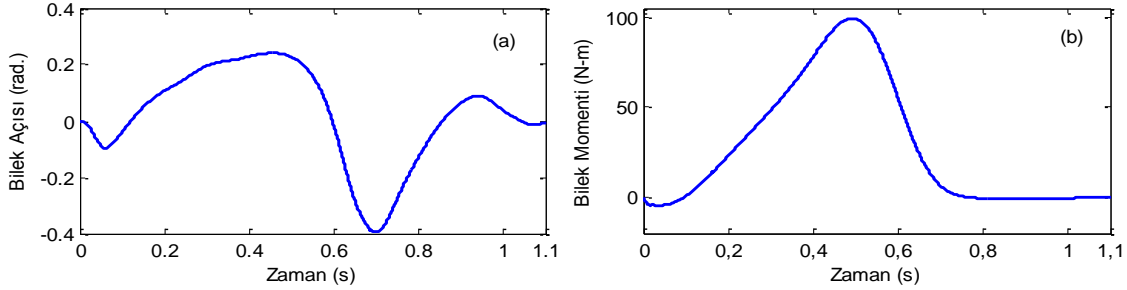
$$P = P_1 + P_2 = F_1 \cdot \dot{x}_1 + F_2 \cdot \dot{x}_2 \quad (3.26)$$

$$W = \int |F_1 \dot{x}_1| dt + \int |F_2 \dot{x}_2| dt \quad (3.27)$$

3.1.1.4. Simülasyon Çalışması

Bu bölümde antagonistik, mekanik olarak ön gerilme ile düzenlenen ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarım tiplerinin bir dış iskelet robotun ayak bileği ekleminde kullanılması durumundaki simülasyon sonuçları sunulmakta ve bu simülasyonlar ile ilgili sonuçlar

verilmektedir. Simülasyon çalışmalarında öncelikle ayak bileğine ait açı ve moment değerleri için biyomekanik verilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada Bovi vd. (2010) tarafından gerçekleştirilen biyomekanik çalışması verileri kullanılmıştır. Bu verilere göre ortalama 80 kg ağırlığındaki yetişkin bir insanın optimum/ortalama yürüme hızındaki ($0.8 \leq \text{kişi yürüme hızı} / \text{kişi boy uzunluğu} < 1$) ayak bileği eklemi açı ve moment grafikleri Şekil 3.5'te verilmektedir

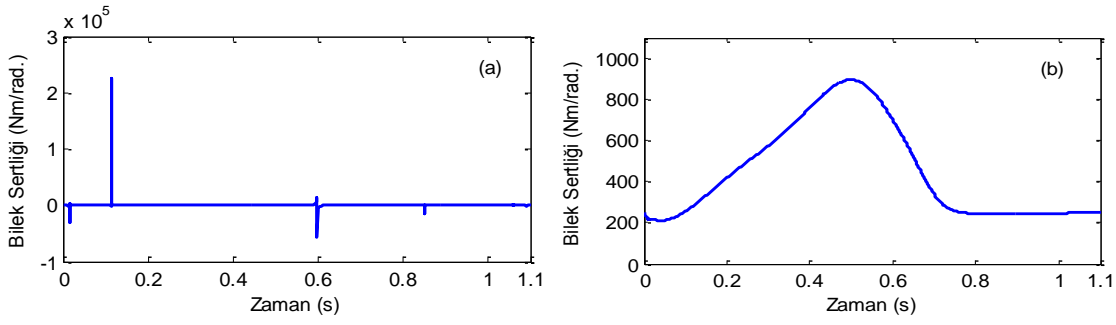


Şekil 3.5. Düz yüzey yürüme esnasında ayak bileği eklemi açısı (a) ve moment (b) değerleri

Yürüme esnasında ayak bileğinin sertlik değerlerini hesaplamak için Şekil 3.5'te verilen moment değerleri ayak bileği açı değerlerine bölündüğünde Şekil 3.6 (a)'da gösterilen gerçekleşmesi aşırı zor olan sertlik değerleri çıkmaktadır. Bunun yerine daha uygun sertlik değerleri elde etmek amacıyla Şekil 3.5'teki veriler ve denklem (3.28) kullanılarak modifiye edilmiş sertlik değerleri Şekil 3.6 (b)'da verildiği gibi elde edilmektedir.

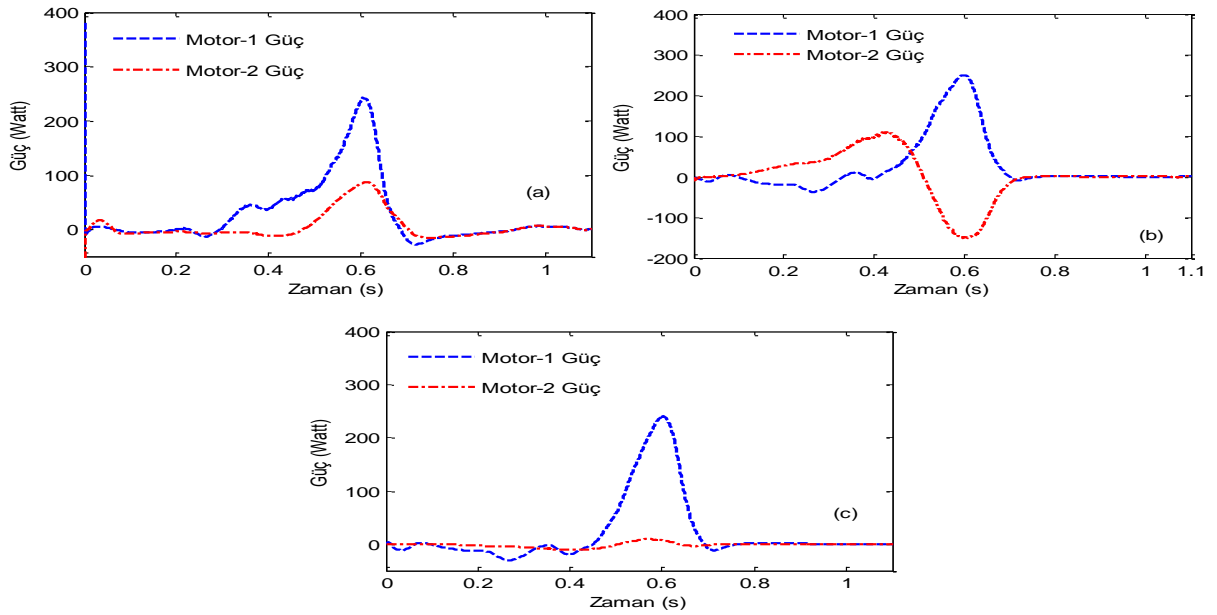
$$K_{\text{bilek}} = A \frac{T_{\text{bilek}}}{\theta_{\text{bilek}} + \theta_{\text{öteleme}}} + K_{\text{öteleme}} \quad (3.28)$$

Denklem (3.28)'deki K_{bilek} , simülasyonlarda kullanılmak üzere ayak bileğinin hesaplanan sertlik değerini, T_{bilek} ayak bileğinin momentini, θ_{bilek} ayak bileğinin açısını, $\theta_{\text{öteleme}}$ ayak bileğinin açısındaki ötelemeyi, K_{bilek} ayak bileği sertlik değerinin ötelemesini ve A'da ayar çarpanını göstermektedir. Ayrıca antagonistik ve mekanik olarak ön gerilme ile ayarlanan eyleyici tasarım çalışmalarında $K_{\text{oran}} = 800 \text{ kN/m}^2$ yay katsayısına sahip ikinci dereceden yay modeli ve iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarım çalışmalarında ise 3000 N/m yay katsayısına sahip lineer yay modeli kullanılmıştır. Bununla birlikte doğrusal olarak tasarlanan bu eyleyicilerin bilek eklemine olan yatay moment kolu uzunluğu (L) 10 cm alınmıştır.

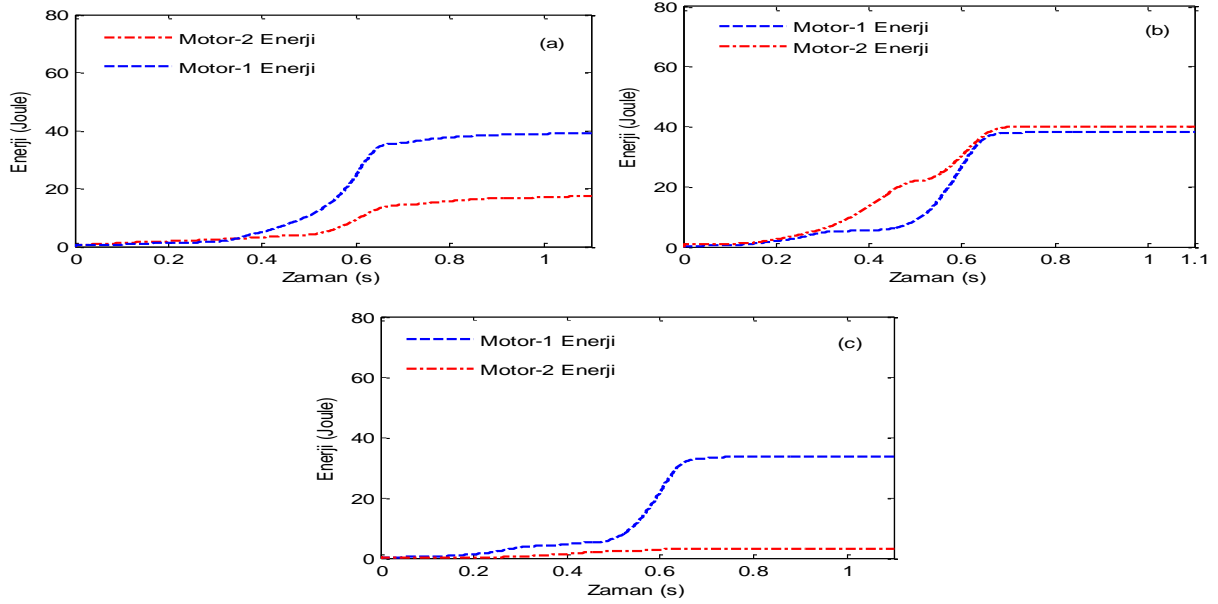


Şekil 3.6. (a) Doğrudan bilek sertliği hesabı, (b) Modifiye edilmiş bilek sertliği hesabı

Yapılan simülasyon çalışmalarına göre, Şekil 3.7 ve 3.8’de her tasarımda kullanılan motorların güç gereksinimleri ile motorlar tarafından harcanan enerji miktarları karşılıklı olarak sunulmaktadır.

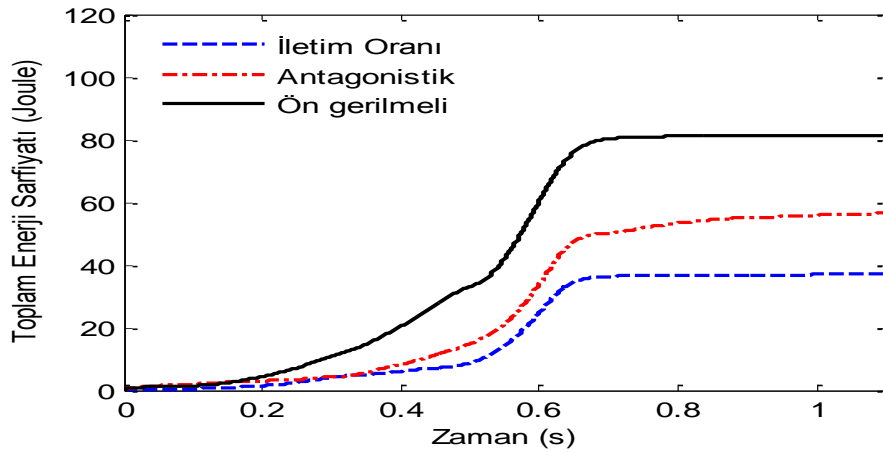


Şekil 3.7. (a) Antagonistlik, (b) ön gerilmeli ve iletim oranı ile düzenlenen tasarımların güç gereksinimleri



Şekil 3.8. (a) Antagonisttik, (b) ön gerilmeli ve (c) iletim oranı ile düzenlenen tasarımlarda harcanan enerji miktarı

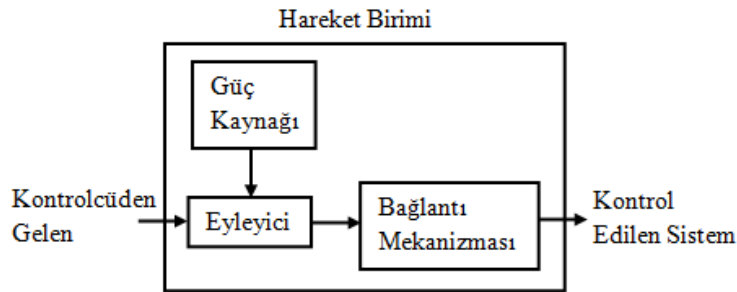
Son olarak üç tasarım için, motorlar tarafından harcanan enerjilerin toplamı Şekil 3.9'da gösterilmektedir. Verilen grafik değerlendirildiğinde, iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımın daha verimli olduğu ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla enerji sarfiyatı açısından dış iskelet robotlarında iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımın kullanımının daha doğru bir seçim olacağı sonucuna varılmaktadır.



Şekil 3.9. Antagonisttik, ön gerilmeli ve iletim oranı ile düzenlemelerde harcanan toplam enerji miktarları

3.1.2. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyiciyi Tasarımı Oluşturan Bileşenlerin Seçimi

Eyleyiciler esasen elektrik, elektromekanik, elektromanyetik, pnömatik ve hidrolik tiptir. Normal olarak bu sistemler bir güç kaynağı ve bir bağlantı mekanizmasından oluşmaktadır (Şekil 3.10). Bağlantı sistemi eyleyici ve fiziksel sistem arasında ara bağlantı görevi görürken, güç kaynağı ise belli akım ve voltajda DC ya da AC güç sağlamaktadır. Bu ara bağlantı sistemleri genellikle kayışla tahrik, vidalı mil ve somun, kremayer ve pinyon dişli, dişli tahrik, piston ve zincir bağlantıdan oluşmaktadır (Bishop, 2008).



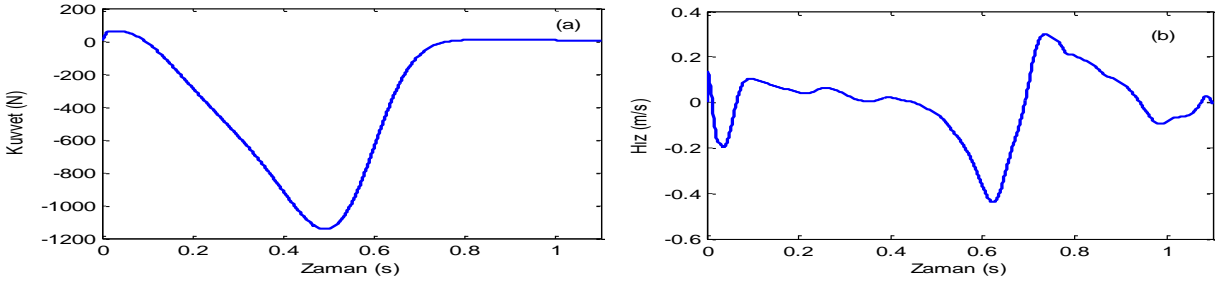
Şekil 3.10. Tipik bir hareket birimi (Bishop, 2008)

Bu bölümde, ayrıntılı olarak bir sonraki bölümde anlatılacak olan kendi sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımımda kullanılan bileşenlerin (motor, vidalı mil ve somunu, yaylar, sensörler, motor kontrolcüsü, triger dişli ve kayışı ve ortez) seçiminden bahsedilecektir.

3.1.2.1. Motor Ve Enkoder Seçimi

Fırçasız dönel motorlar lineer bir eyleyici tasarımında kullanmak için oldukça uygun motorlardır. Bu motorlar yüksek verimli olması, hızlı cevap vermesi, uzun ömür, yüksek güvenilirlik, bakım gerektirmemesi gibi avantajlara sahiptir. Motor seçimi yaparken hesaba katılması gereken özellikler motorun gücü, tam yükleme altında çıkış hızı, maksimum izin verilen tork, ağırlık ve boyutudur. Bunun için iyi bir güç/ağırlık oranına sahip olan Maxon-EC-4 pole motoru kullanılmış ve Maxon tarafından üretilen bir servo sürücü ile hem pozisyon, hem hız hem de tork kontrolü analog olarak çok hassas bir şekilde yapılabilmektedir. Bu nedenle bir sonraki bölümde tasarımı anlatılan sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımında, laboratuvarımızda hali hazırda bulunan Maxon-EC-4 pole fırçasız motorunun kullanılmasına karar verilmiştir. Bu seçilen motorun, Bölüm

5'te verilen denklemlerin simülasyon sonuçlarını karşılaması gerekmektedir. Bizim tasarımımıza ait olan Bölüm 3.1.1.3'te türetilen denklemler MATLAB® Simulink programında analiz edilmiş ve bu analiz sonuçlarından elde edilen kuvvet ve hız grafiklerine göre motor seçimi yapılmıştır. Bölüm 3.1.1.3'teki denklemler kullanılarak birinci motorun vidalı mil-somun mekanizmasına düşen kuvvet ve hız grafikleri Şekil 3.11'deki gibi bulunmuştur.

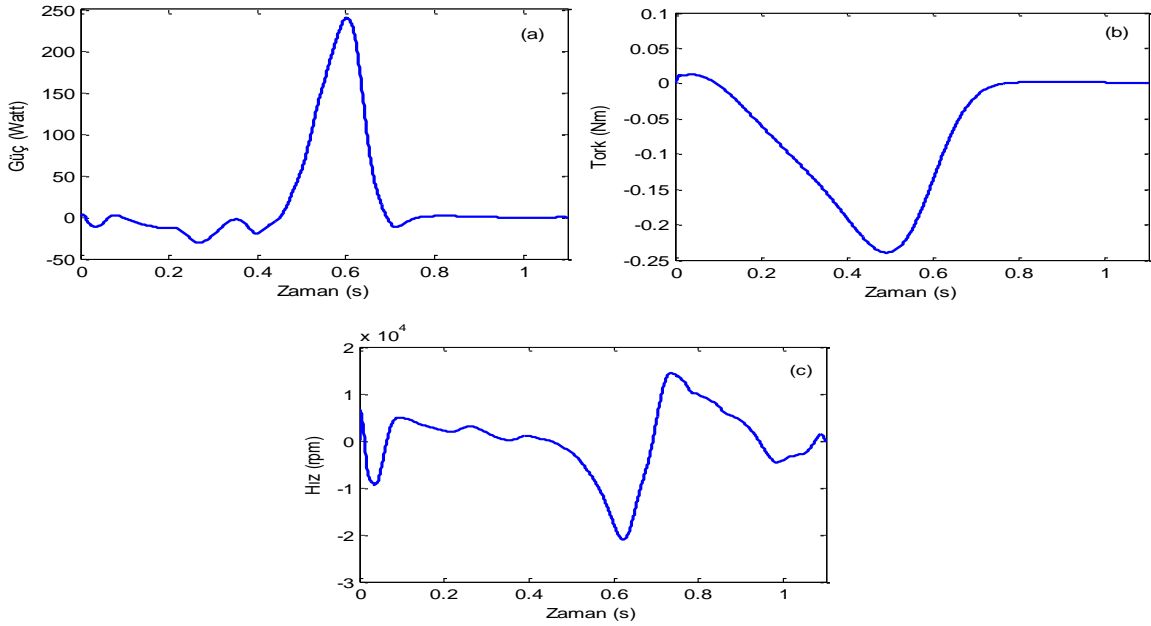


Şekil 3.11. Birinci motorun vidalı mil-somun mekanizmasına düşen (a) kuvvet ve (b) hız grafikleri

Motor üzerine düşen yüke göre vidalı mil-somun mekanizması için denklem (3.29)'daki enerji dönüşüm denklemi kullanılarak motor için gerekli olan tork ve açısal hız grafikleri çıkarılabilir.

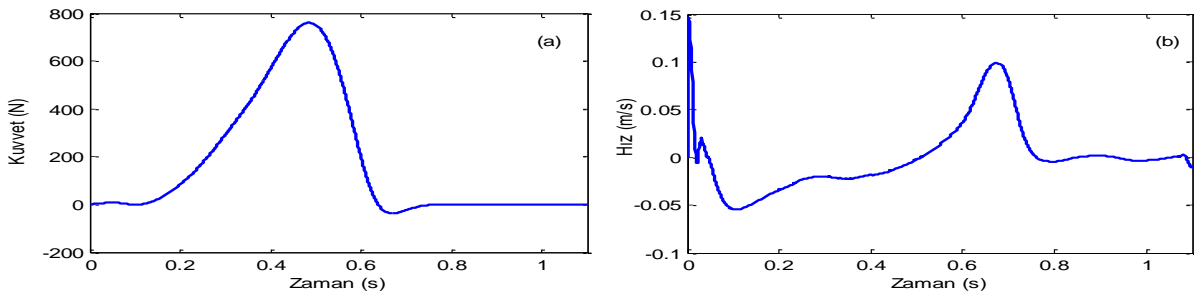
$$F * h = 2 * \pi * T * \eta \quad (3.29)$$

Burada F: itilecek yükü, h: mil hatvesi, T: motor torkunu ve η vidalı mil-somun mekanizmasının verimini göstermektedir. Vidalı mil hatvesi 2,5 mm olarak alınmış olup, vidalı mil seçimi daha sonra anlatılacaktır. Maksimum itilecek yük dikkate alınıp hesap yapıldığında, buradan tork değeri 0,4862 Nm olarak bulunmuştur. Ayrıca sistemde motor ile vidalı mil arasında 15/30 çevrim oranına sahip dişli kayış kasnak mekanizması kullanılmaktadır. Bu oranda hesaplara dâhil edildiğinde motor tarafından sağlanması gereken anlık tork değeri 0,2431 Nm olarak bulunmuştur. Şekil 3.12'de gösterilen güç ve tork grafikleri incelendiğinde, bu istenen değerler anlık değerler olduğu için seçilen motor tarafından rahatlıkla sağlanabilmektedir.



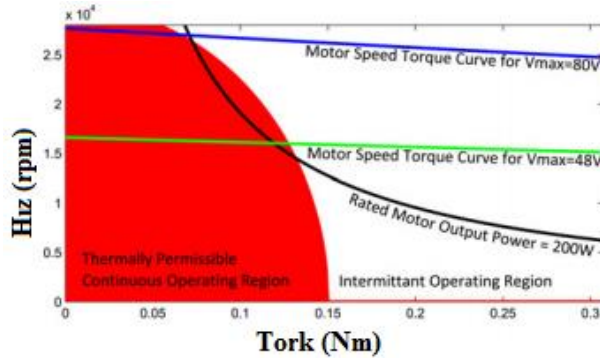
Şekil 3.12. Birinci motor için (a) güç, (b) tork ve (c) hız grafikleri

Seçilen Maxon EC-4 pole motor bu tasarım için denge pozisyonunu ayarlamak için kullanılırken, sertliği değiştirmek amacıyla ikinci bir motor kullanılmıştır. Bu ikinci motor seçiminde de, tasarım için yine Bölüm 3.1.1.3'te elde edilen denklemler kullanılmıştır ve MATLAB® Simulink programında analiz edilmiş ve bu simülasyon sonuçlarına göre, ikinci motor ile birlikte kullanılan vidalı-mil somun mekanizmasına düşen kuvvet ve hız grafikleri Şekil 3.13'te gösterilmiştir.



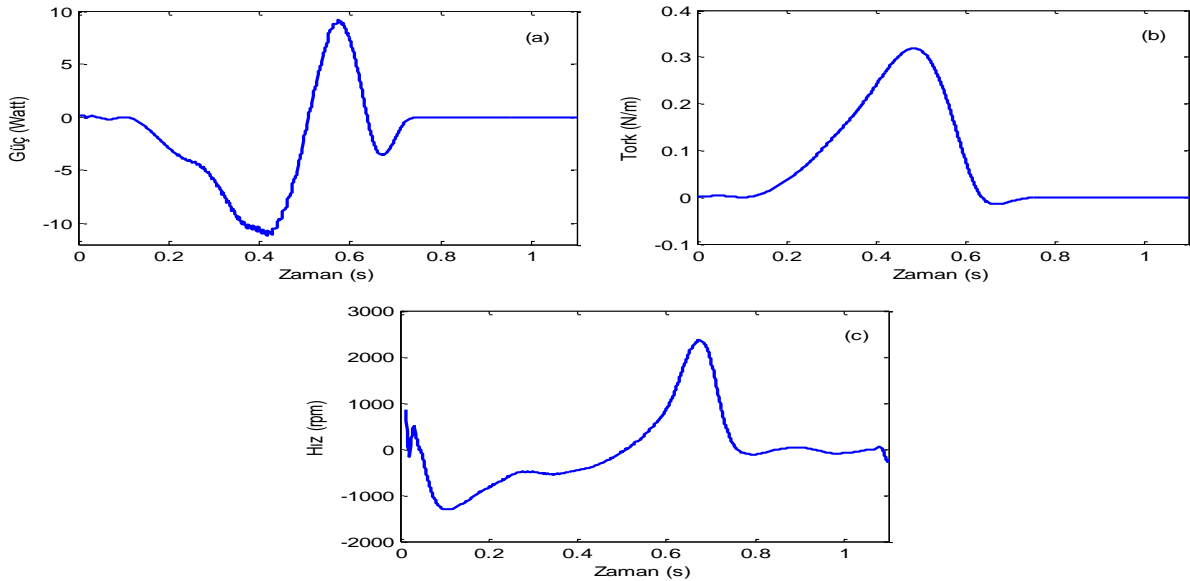
Şekil 3.13. (a) İkinci motorun vidalı mil-somun mekanizmasına düşen kuvvet ve (b) hız grafikleri

Seçilen bu Maxon-305015 motora ait hız-tork grafiği Şekil 3.14'te gösterilmiştir. Bu grafiğe göre, birinci motor için gerekli olan anlık maksimum 0,25 Nm tork ve 20000 rpm hız değerleri yüksek voltaj uygulandığında bu motor tarafından rahatlıkla sağlandığı görülmektedir.



Şekil 3.14. Maxon-305015 fırçasız DC motor için çalışma aralığı

Denklem (3.29) ve aynı vidalı mil ölçüleri kullanılarak tekrar hesap yapıldığında, ikinci motor için elde edilen tork ve güç grafiği Şekil 3.15'teki gibi elde edilmiştir. Bu elde edilen sonuçlara göre ikinci motor için küçük bir motor yeterli olmaktadır. Fakat ilk prototip için test aşamasında laboratuvarımızda hali hazırda bulunan Maxon EC-4 pole motor kullanılmıştır. Tasarımın ikinci versiyonunda kullanılacak motor2 için çok daha küçük boyutlarda bir motor kullanılacaktır. İkinci motor için gerekli olan maksimum anlık tork değeri 0,3 Nm ve hız 2500 rpm'dir. Bu motora anlık olarak yüksek akım uygulanarak istenen tork değeri anlık olarak sağlanabilmektedir. Ayrıca seçilen bu motor için verilen 200W katalog güç değeri daimi (continuous) operasyonlar içindir. Anlık (intermittant) operasyonlar için bu motorun güç değerleri 400W gibi yüksek güç değerlerinde çıkabilmektedir.

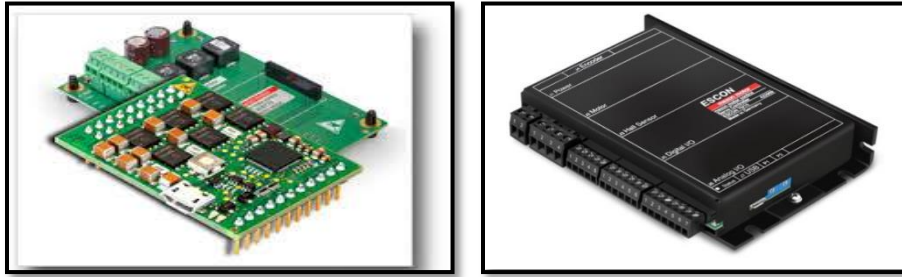


Şekil 3.15. (a) İkinci motor için güç, (b) tork ve (c) hız grafikleri

Bu motor seçimine bağlı olarak uzunluk ve ağırlık artışının düşük olmasından dolayı, MR-Type-ML 1000 CPT enkoder seçilmiştir. Seçilen bu enkoder motorun arka tarafına yerleştirilmiş ve motor çıkış milinin pozisyonunu ölçmek için kullanılmaktadır. Bu seçim ile motor ve enkoderin toplam uzunluğu 76,2 mm ve ağırlığı da 310 gr'dır.

3.1.2.2. Fırçasız DC Motor Kontrolcüsü Seçimi

Bir motor kontrolcüsü pozisyon, hız ve tork kontrolü yapmayı sağlayan bir cihazdır. Motor ve kontrolcü arasındaki uyumu sağlamak için, Maxon motor tarafından önerilen kontrolcü kullanılmalıdır. Bu bağlamda, Maxon-EC-4 pole motor için ESCON Module 50/5 ve ESCON 70/10 Servo kontrolör kullanılmıştır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Maxon ESCON Module 50/5 (Sol) ve ESCON 70/10 Sürücüler (Sağ)

Maxon motor kontrolcüsü küçük-boyutlu ve analog inputlarla kontrol edilebilir bir cihazdır. Kontrolcü esnekliği ve yüksek verimli güç kademesi nedeniyle Maxon EC motorlarını sürebilmektedir.

3.1.2.3. Vidalı Mil Seçimi

Vida-somun mekanizması olarak, boşluk olmaması ve sürtünmelerden dolayı güç kaybının en aza indirilebilmesi amacıyla, bilyeli somun ve vidalı mil kullanılmıştır. Mekanizma boyutlarını ve ağırlığını azaltmak için mümkün olduğunca küçük çaplı vidalı mil seçilmeye çalışılmıştır. Bunun için kullanılan vidalı milin hatvesi 2.5 mm ve çapı 8 mm dir. Ayrıca bu vidalı mil, hızlı bir şekilde iletim ve geri sürdürülebilme (back-drivable) özelliğine de sahiptir.

3.1.2.4. Triger Kasnak Ve Dişli Kayış Seçimi

Motor hareketinin vidalı mile iletimi triger kasnak ve dişli kayış kullanarak gerçekleştirilmiştir.

3.1.2.5. Yay Seçimi

Sistemde helisel yaylardan oluşan sağlam, ucuz ve sabit elastik eleman kullanılmıştır. Bu kullanılan eleman lineer baskı yayı olup, bu elastik eleman yük ile elastik aktüatör arasına seri olarak yerleştirilmiştir.

3.1.2.6. İmalat Malzemesi Seçimi

Malzeme seçimi yaparken eyleyicinin ağırlığını mümkün olduğunca düşük tutmak amacıyla bazı parçalar alüminyum malzemedен imal edilmiştir. Ancak bazı parçaların daha mukavemetli olması için çelik malzeme kullanılmıştır.

3.1.2.7. Lineer Sensör Seçimi

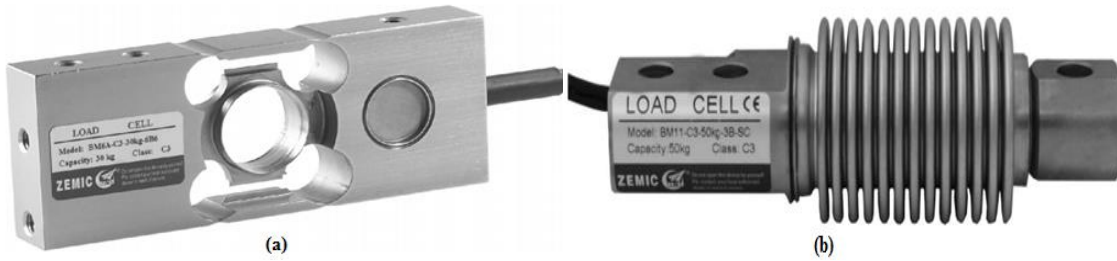
Sistemin kontrolü esnasında yaylar tarafından uygulanan kuvvetlerin anlık olarak ölçülmesi gerekmektedir. Bunun bir yolu da yayların yay sabitleri bilindiği için yay yer değiştirme miktarını ölçmektir. Tasarımızda yay yer değiştirmesini ölçmek için, lineer bir potansiyometre seçilmiştir. Bu sensör yaklaşık 10 g kütleye sahiptir. Seçilen potansiyometre Şekil 3.17’de gösterilmiştir.



Şekil 3.17. Lineer potansiyometre

3.1.2.8. Kuvvet Sensörü Seçimi

Tasarımda hem yer reaksiyon kuvvetini ölçmek hem de uzuvlar ile robot arasındaki etkileşim kuvvetlerini ölçmek için iki farklı yük hücresi kullanılmıştır. Yer reaksiyon kuvvetini ölçmek amacıyla kullanılan kuvvet sensörü, maksimum yer reaksiyon kuvvetini karşılayabilecek büyüklük olarak 200 kg seçilmiştir. Eyleyici ile ayak arasındaki kullanılan kuvvet sensörü 60 kg olarak seçilmiştir. Seçilen yük hücrelerinin modelleri Zemic-BM11-200kg ve Zemic-BM6A-60 kg olup Şekil 3.18’de gösterilmiştir.



Şekil 3.18. (a) 60 kg yük hücresi ve (b) 200 kg yük hücresi

3.1.2.9. Ortez Seçimi

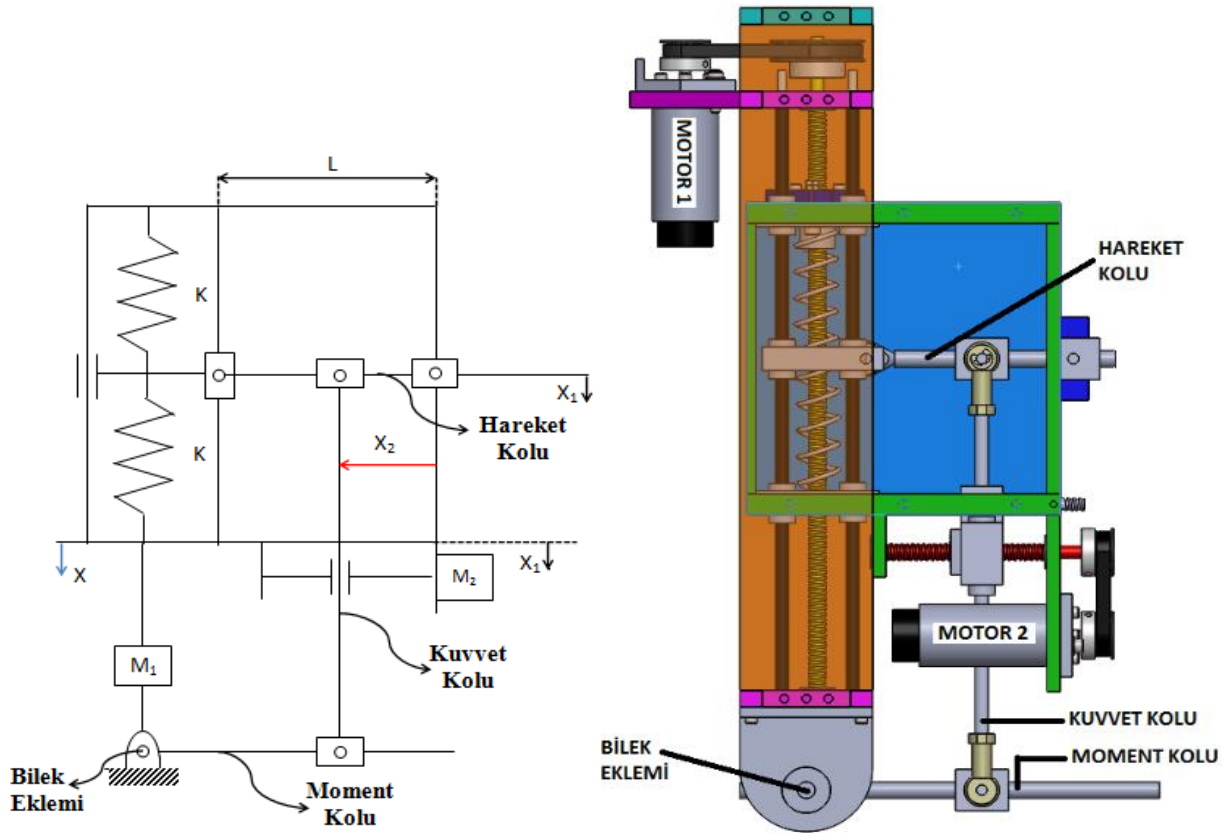
Proje kapsamında, tasarımı yapılan sertliği değiştirilebilir eyleyicinin bilek eklemine ve ayağa adapte edebilmek için hazır bir pasif ortez medikal marketten satın alınmış ve kullanılmıştır. Ortezin eyleyiciye ve ayak bileğine adaptasyonu için bazı mekanik işlemler ve modifikasyonlar yapılmıştır. Bununla ilgili ayrıntılı bilgi bir sonraki bölümde verilmektedir. Bu çalışmada kullanılan ortez mafsallı ve ortalama beden ölçülerine göre ayarlanmış bir cihazdır. Kullanılan ortez Şekil 3.19’da gösterilmiştir. Bu ortezin özellikle seçilmesinin nedeni, tasarladığımız eyleyici ile bağlantısının kolay bir şekilde yapılabilir olması, mafsal noktasının ayak bileği gibi kullanılabilir olması ve kullanımının kolay olmasıdır.



Şekil 3.19. Ayak bileği ortezi

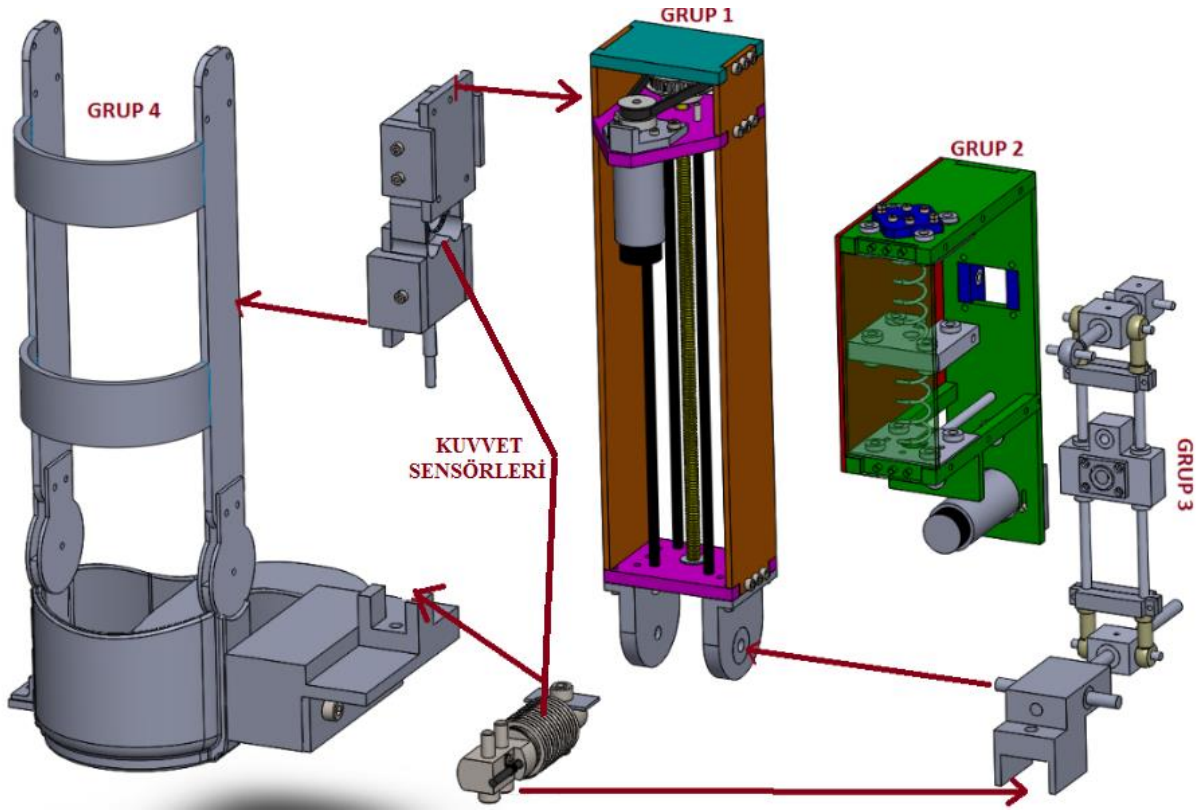
3.1.3. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyicinin Katı Model Tasarımı Ve Prototip Üretimi

Bu bölümde, üretimi yapılan sertliği değiştirilebilir eyleyicinin tasarımı ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Daha önceki bölümde de bahsedildiği gibi, ayak bileği ekleminde tam bir yürüme çevriminde 3 farklı bölgede üç ayrı sertlik değerinin sağlanması gerekirken, diz ve kalça için tek bir sertlik değeri ile çevrim tamamlanabilmektedir. Bu durum, ayak bileği eyleyici tasarımının daha önemli ve kritik olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı ilk olarak ayak bileği eklemi için sertliği değiştirilebilir eyleyici tasarımı yapılmıştır. yapılan simülasyon çalışmalarından anlaşıldığı gibi enerji ihtiyacı bataryalarla sağlanan dış iskelet robotlarında iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tasarımlarının kullanılması minimum enerji sarfiyatı ve minimum güç gereksinimi açısından diğer iki tasarıma göre daha uygun olduğu anlaşılmıştır. İşte bu nedenle bizim tasarımımda iletim oranı ile düzenlenen eyleyici tipi kullanılmış ve tasarım konsepti buna göre yapılmıştır. Bu tasarımın denge noktasındaki şematik resmi ve montajı verilmiştir Şekil 3.20’de verilmiştir.



Şekil 3.20. Eyleyicinin denge konumundaki şematik (soldaki) ve montaj resmi (sağdaki)

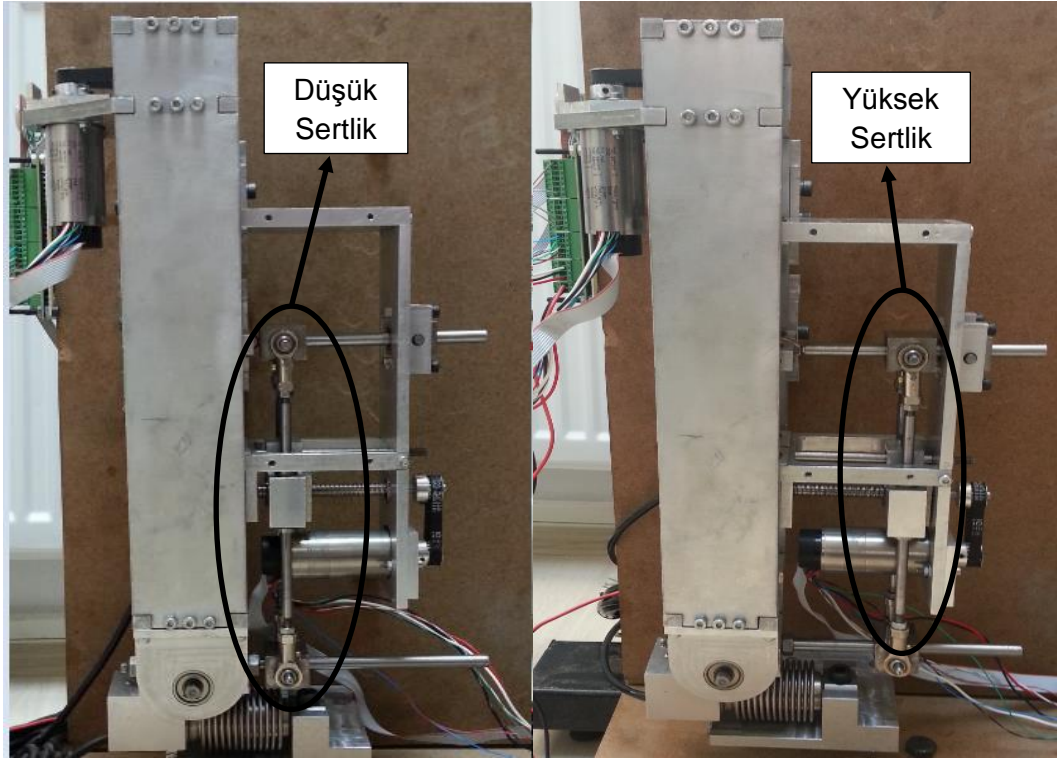
Bu tasarlanan eyleyici satın alınmış olan pasif ayak bileği orteziine iki farklı kuvvet sensörü kullanarak bacağın yan tarafına monte edilmiştir. Bu sensörlerden biri bütün dış iskelet roboton yer ile teması sırasındaki yer tepki kuvvetlerini ölçmek için 200 kg yük ölçme kapasitesine sahipken, diğeri insan bacağı ile dış iskelet robot uzvu arasındaki etkileşim kuvvetini sagital düzlemde dik olarak ölçmek için 60 kg ölçme kapasitesine sahiptir. Şekil 3.21’de gösterildiği gibi yapılan bu tasarım dört farklı grup altında verilmiştir. Grup-1 eyleyicinin dış parçalarını ve denge konumunu düzenleyen birinci motorun monte edildiği ve lineer kızaklarla birlikte vidalı milin monte edildiği ana gövdeyi göstermektedir ve dış iskelet robotun alt bacak kısmına karşılık gelmektedir. Grup-2 sertliği ayarlayan ikinci motorun monte edildiği kısımdır ve iletim oranı değiştirme mekanizması ile birlikte ortadaki plakayı hareket ettirerek yayların sıkışmasını sağlayan mekanizmadır. Bu Grup vidalı mil-somun mekanizması sayesinde sabit dört kolon üzerinde hareket edebilmektedir. Grup-3 iletim mekanizması olan kısımdır ve üzerinde hareket kolu, kuvvet kolu ve moment kolu bulunduran kısımdır. Grup 4 satın alınan pasif ayak bileği orteziini ve iki farklı kuvvet sensörü kullanılarak eyleyicinin monte edildiği kısmı göstermektedir.



Şekil 3.21. Tasarımı oluşturan mekanizma grupları

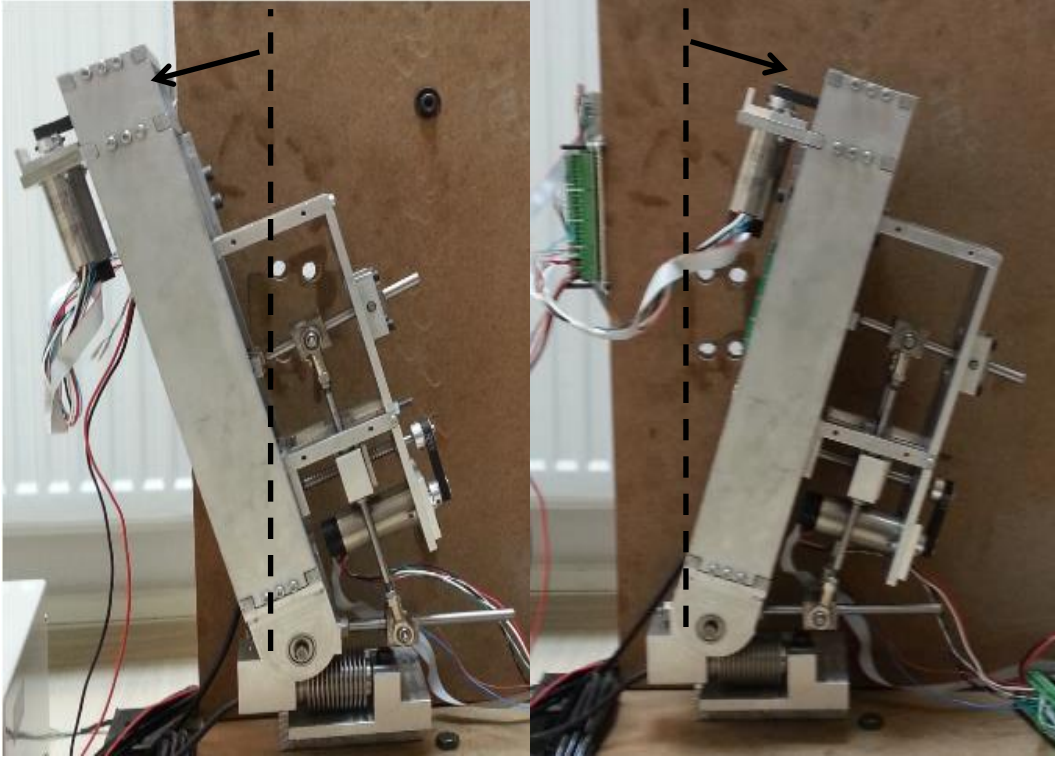
3.1.4. Üretim Ve Montaj

Bu bölümde iletim oranı ile düzenlenen setliği değiştirilebilir eyleyici tasarımının üretimi ve montajı verilmiştir. Bu eyleyicinin denge konumu motor (M1) tarafından kontrol edilirken, sertliği de motor (M2) tarafından ayarlanmaktadır. Şekil 3.22’de eyleyicinin en düşük ve en yüksek sertlik konumlarını gösterilmiştir.



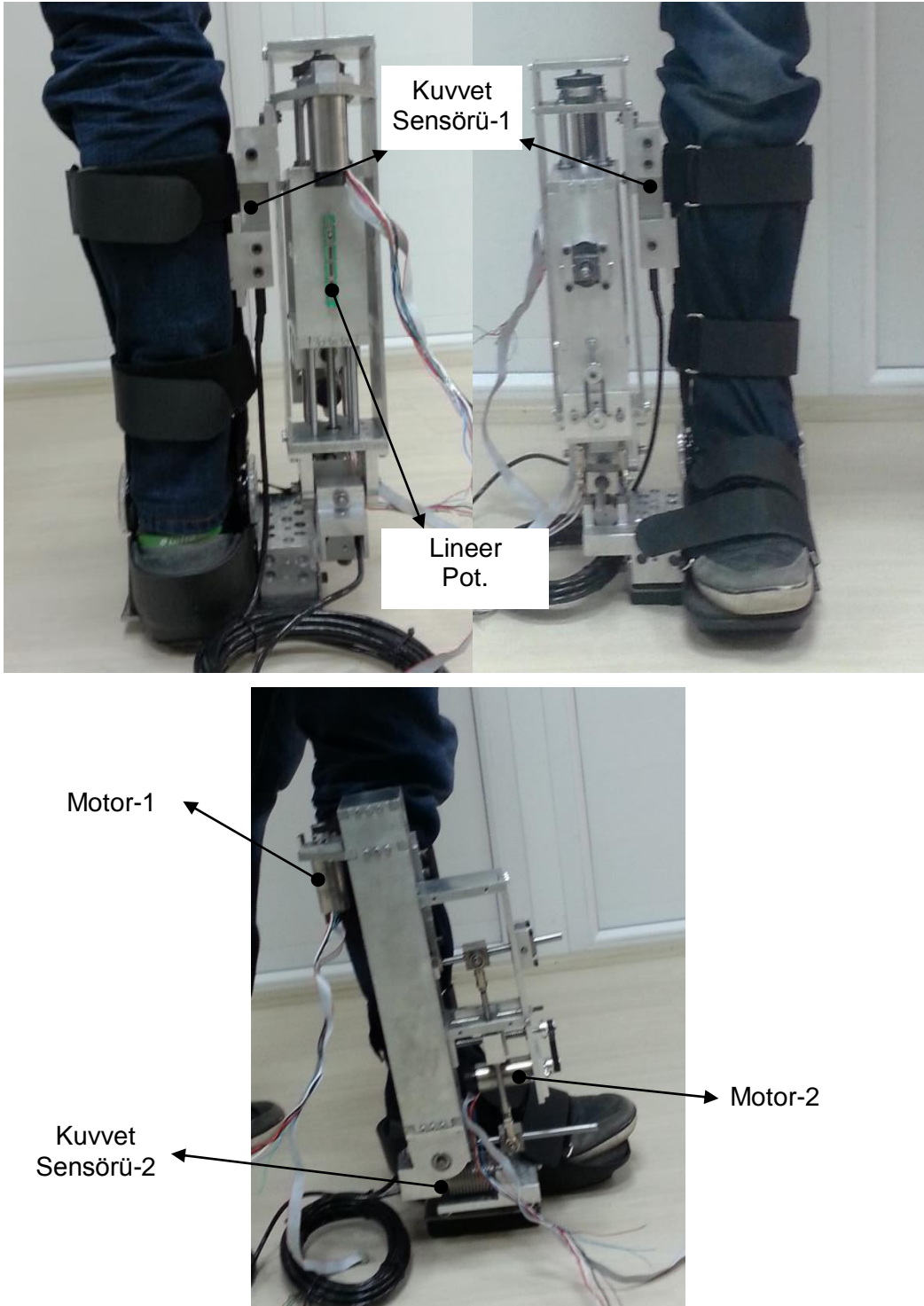
Şekil 3.22. Eyleyicinin en düşük (sol) ve en yüksek (sağ) sertlik konumları

Birinci motorun dönme hareketi vidalı-mil somun mekanizması sayesinde kutu şeklindeki mekanizmayı hareket ettirerek Şekil 3.23'te verilmiş olan farklı konumlar elde edilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, ayak bileğinin normal çalışma prensibi; ayak kısmı hareketli baldır kısmı sabit olarak çalışmaktadır, ancak bu deney düzeneğinde tam tersi alınmış ve ayak kısmı sabit tutulup baldır kısmı hareket ettirilerek denge konumu değiştirilebilmektedir.



Şekil 3.23. Eyleyicinin farklı konumları

Tasarladığımız bu eyleyicinin üretimi yapıldıktan sonra, ayak bileği ortezi (room walker) modifiye edilerek eyleyici sağ ayağın baldır kısmının yan tarafına monte edilmiştir. Montaj yapılırken daha önce anlattığımız kuvvet sensörleri eyleyici ile pasif ortez arasına yerleştirilmiştir. Ayrıca yayların anlık olarak sıkışma miktarlarını ölçmek için lineer bir potansiyometre kullanılmıştır. Şekil 3.24'te ayak bileği eklemi için giyilebilir dış iskelet robotun önden, arkadan, sağ yandan görüntüsü verilmiştir. Sağ yan görüntüden görüldüğü gibi, eyleyici ile ayak bileği ortezinin tabanını aynı hizaya getirmek için (dış iskeletin basma fazında yer ile temasını direk olarak sağlamak için) robotun altı sert bir kauçuk malzeme ile kaplanmıştır. Önden görünüşte görüldüğü şekilde, ortezi giydikten sonra ayak ve bacak yapışkan kemerlerle desteklenmiştir. Bu sayede ayağın ortez içinde sabit durması ve ayakla birlikte hareket etmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.24. Eyleyicinin arkadan, önden, sağ yandan görünüşü ve ayağa adaptasyonu

3.2. Sönümlemesi Değiştirilebilir Eyleyici (Manyeto-Reolojik Fren) Simülasyon Çalışması Ve Mekanik Tasarımın Oluşturulması

İnsan vücudunun sinir-kas sistemi, bağlı bulundukları eklemlerde sertlik ve sönümlmeyi devamlı değiştirerek minimum enerji sarfiyatı ile esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Buna dayanarak da yürüme sırasında eklemlerin sertliğinin değişmesi ile birlikte kararlı bir yürümenin gerçekleştirilebilmesi için eklemlerdeki sönümleme katsayılarının ve sönümleme momentlerinin eş zamanlı olarak değiştirilmesi gerektiği bunun da en verimli şekilde Manyeto-Reolojik (MR) frenler olarak adlandırılan pasif eyleyiciler tarafından ayarlanabildiği belirtilmişti. Dış iskelet robot eklemlerinde kullanılacak verimli, kompakt ve gereken torku sağlayabilecek MR fren tasarımları için öncelikli olarak maksimum sönümleme katsayısı ve sönümleme momenti değerleri bilinmelidir. Bu amaçla başlangıç olarak alt uzuv eklemlerindeki değişken sertlik ve sönümleme katsayıları bulunmalı ve daha sonra bu iki değer kullanılarak alt uzuv eklemlerinde kullanılacak sönümleme momentleri elde edilmelidir.

Bu sürecin ilk aşaması olan sertlik değerlerinin bulunmasında, Shamaei vd. (2013) tarafından gerçekleştirilen çalışmadan, farklı boy ve kilolardaki kişiler için yürüme sırasında eklem sertlik katsayısının değişimi veren, genel istatistiksel formüller teorize edilerek verimli hale getirilmiştir. Bu kısım, Bölüm 2.3.1’de belirtildiği üzere, ayak bileği, diz ve kalça eklemleri için yalnızca boy ve kiloya bağlı olacak şekilde K sertlik değerlerinin hesaplanmasını içerdiğinden, gereken K sertlik değerleri verilen denklemler kullanılarak doğrudan hesaplanacaktır. Daha sonra bulunan sertlik değerleri kullanılarak, sönümleme katsayıları modellenmiş ve elde edilen değerlerin eklem hızı ile çarpılmasıyla sönümleme momentleri elde edilmiştir.

Bir yay-damper modeli esas alınarak yapılan çeşitli tanımlar ve sadeleştirmeler sonucunda sönümleme katsayısı;

$$b = 2\zeta\sqrt{KI_\theta} \quad (3.30)$$

olarak bulunmuştur. Bu denklemdeki sönüm oranı (ζ) için; herhangi bir boy ve kiloya sahip bir insanın alt uzuv eklemlerinde kararlı bir yürüme için kritik sönüm oranının istenilen değerlerde tutulabilmesi gerekmektedir. Bu değer genellikle 0.6 ile 0.8 arasındadır (Ogata, 2010). Denklem (3.30)’da bu durumu gerçeklemek için gerekli olan sönümleme katsayısı formülü verilmektedir.

Bu formüldeki K eklem sertlikleri Bölüm 2.3.1’de insan boy ve kiloları cinsinden formülize edilmiştir. Geriye tek bilinmeyen olarak kalan atalet momenti terimi için de Drillis ve Contini (1966) tarafından insan vücut uzuvlarının uzunluklarının insan boyu (H) cinsinden Şekil 3.25’te gösterildiği gibi genelleştirilmiş hali kullanılmıştır. Buna ek olarak kullanılan biyomekanik datalar ve uzuv uzunlukları referans alınarak kütle atalet momenti için,

$$I_{0_ayak} = m_{ayak} * [r_{ayak}]^2 \quad (3.31)$$

$$I_{bilek} = I_{0_ayak0} + m_{ayak} x_{ayak}^2 \quad (3.32)$$

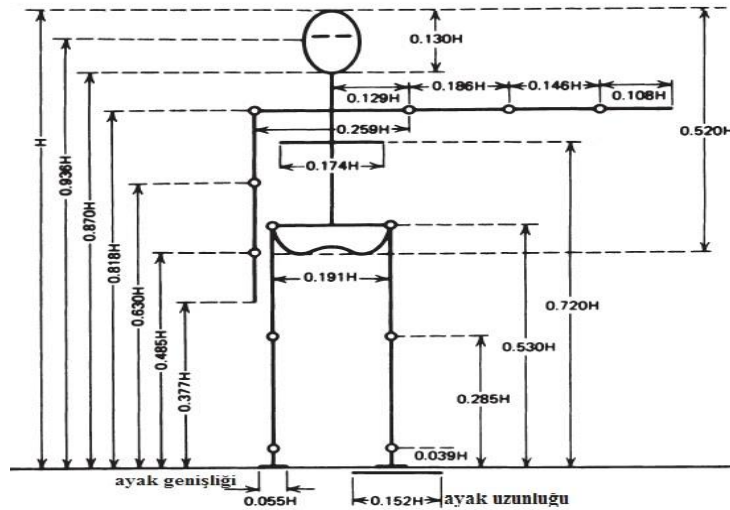
$$I_{0_bacak} = m_{bacak} * [r_{bacak}]^2 \quad (3.33)$$

$$I_{diz} = I_{bilek} + I_{0_bacak} + m_{bacak} * x_{bacak}^2 \quad (3.34)$$

$$I_{0_uyluk} = m_{uyluk} * [r_{uyluk}]^2 \quad (3.35)$$

$$I_{kalça} = I_{diz} + I_{0_uyluk} + m_{uyluk} * x_{uyluk}^2 \quad (3.36)$$

Denklemleri ortaya konulmuştur.



Şekil 3.25. İnsan vücutu uzuv segment uzunlukları (Drillis ve Contini, 1966)

Alt uzuv eklemlerinin atalet momentlerini hesaplamak için gerekli olan bu formüllerdeki uzuv uzunlukları için Şekil 3.25’teki oranlar kullanılırken, jirasyon yarıçapları, uzuv kütleleri ve uzuv kütle merkezlerinin proksimal ekleme olan mesafesi gibi değerler için Dempster vd. (1959) tarafından oluşturulan antropometrik veriler referans alınmıştır. Bu veriler ayak, bacak ve uyluk için Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3. 1. Vücut segmentleri, ayak, bacak ve uyluk için antropometrik veriler

Segment	Açıklama	Segment ağırlığı/ Vücut ağırlığı	Ağırlık merkezi /Segment uzunluğu		Jirasyon yarıçapı Segment Uzunluğu		Yoğun.
			Proximal	Distal	Proximal	Distal	
Ayak	Ayak bileği yan aşağı ayak tarak kemiği başı	.0145*W	0.500	0.500	0.690	0.690	1.10
Bacak	Uyluk kemik ucu bacak iç yan açık ucu	.0465*W	0.433	0.567	0.528	0.643	1.09
Uyluk	Uyluk üst (çıkıntı) ucu Uyluk kemik ucu	.10*W	0.433	0.567	0.540	0.653	1.05

Sonuç olarak Şekil 3.25 ve Tablo 3.1’de verilen antropometrik veriler kullanılarak ayak bileği, diz ve kalçaya ait herhangi bir sönüm oranı için gerekli olan sönüm katsayısı formülü, sadece insan boy ve kütlesi cinsinden denklem (3.37-3.39) gibi genelleştirilmiştir.

$$b_{\text{bilek}} \cong 0.025\zeta\sqrt{KWH^2} \quad (3.37)$$

$$b_{\text{diz}} \cong 0.061\zeta\sqrt{KWH^2} \quad (3.38)$$

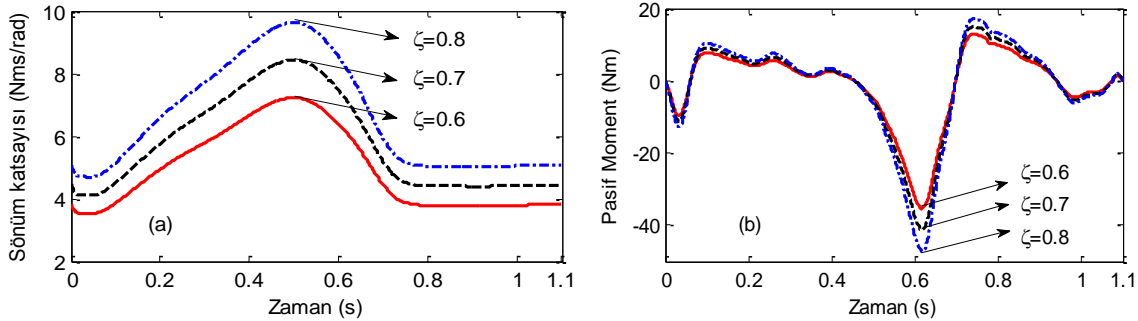
$$b_{\text{kalça}} \cong 0.087\zeta\sqrt{KWH^2} \quad (3.39)$$

Bu noktada elde edilen denklemlerle insansı robotlar, ortezler, protezler ile ilgili çalışma yapan araştırmacılar, istenilen boy ve kilodaki bir insanın kararlı yürümesinin sağlanabilmesi için eklemlerde gerekli anlık sönüm katsayısını kolaylıkla hesaplayabilecek ve bu sönüm katsayıları, eklemlerde kullanılacak olan sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler için bir başlangıç tasarım kriteri olarak alınabilecektir.

Bu kısmı pratik olarak sonlandırmak için insan ayak bileği, diz ve kalça eklemleri için her birinin kendine has bulunan sertlik denklemleri ve buna bağlı olarak formüle edilmiş sönüm katsayısı ve sönüm momenti denklemleri, 1.80 m boyundaki ve 80 kg ağırlığındaki bir insan için Bovi vd. (2010) tarafından gerçekleştirilen bir biyomekanik çalışmasındaki veriler eşliğinde bir simülasyon çalışmasıyla ortaya konmuştur. Aşağıda örnek bir sönüm katsayısı ve sönümleyici pasif moment

hesaplamasının sonuçları verilmiştir. Bu örnek hesaplama ayak bileğinin tam bir yürüme döngüsü boyunca gerçekleştirilmiştir.

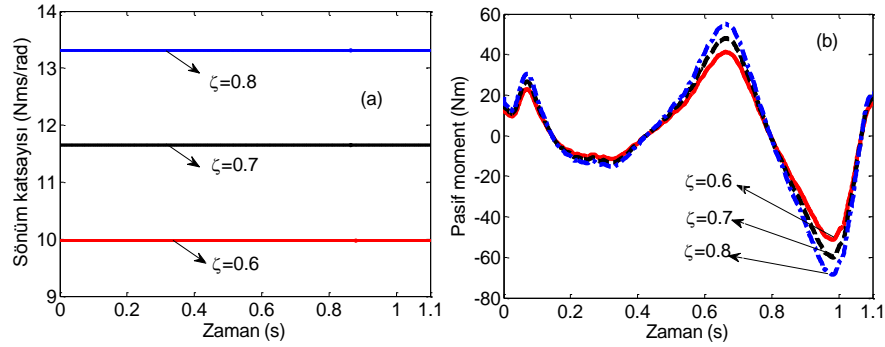
Sonuç olarak bir yürüme döngüsü boyunca ayak bileğinde kararlı bir hareket için bileğin sahip olması gereken anlık sönümleme katsayıları denklem (3.37) kullanılarak hesaplanmış ve grafiğe dökülmüştür. Ogata (2010) bir mekanik sistemin kararlı bir davranış sergileyebilmesi için sönüm oranının $0.6 \leq \zeta \leq 0.8$ değerleri arasında olması gerektiğini belirtmiştir. Buna göre 1.80 m boyunda ve 80 kg ağırlığındaki bir kişi için ayak bileğinde, farklı sönüm oranı değerleri için olması gereken anlık sönüm katsayısı değerleri Şekil 3.26a'da gösterilmiştir. Bununla birlikte ayak bileği eklemi açısız hızları da biyomekanik verilerden alınmış olup, sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyici tarafından sağlanması gereken anlık pasif moment değerleri Şekil 3.26b'de gösterilmiştir. Buna göre ayak bileğinde kullanılacak olan bir MR fren, ayak bileğindeki sönüm oranını $0.6 \leq \zeta \leq 0.8$ değerleri arasında tutmak için bu değerlere karşılık maksimum sönüm katsayısını $7.2 \text{ Nms/rad} \leq b \leq 9.6 \text{ Nms/rad}$ değerleri arasında ve maksimum pasif momentini $35 \text{ Nm} \leq M_p \leq 47 \text{ Nm}$ değerleri arasında sağlayabilmelidir. MR fren tasarımlarında bu değerler başlangıç tasarım kriteri olarak kullanılabilir. Bu değerlerin küçük boyutlardaki bir MR fren tarafından doğrudan sağlanması oldukça zordur. Bu nedenle, uygun iletim oranları ile bu değerlerin küçük boyutlardaki bir MR fren tarafından sağlanabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



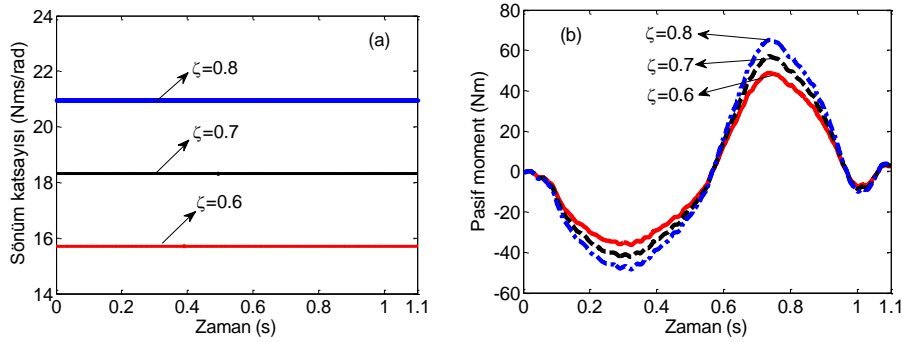
Şekil 3.26 (a) Ayak bileğinde sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan sönüm katsayısı, (b) pasif moment değerleri

Ayak bileği için yapılan hesaplamaların benzeri Denklem (3.38) ve (3.39) kullanılarak diz ve kalça içinde yapıldığında, diz eklemi için Şekil 3.27a ve b'deki, kalça eklemi için ise Şekil 3.28a ve b'deki sonuçlar bulunmuştur. Buna göre, ayak bileği eklemi için maksimum pasif moment

değerleri $35\text{Nm} \leq M_{p\text{-bilek}} \leq 47\text{Nm}$ arasında iken diz ve kalça eklemleri için bu pasif moment değeri $50\text{Nm} \leq M_{p\text{-diz}} \leq 70\text{Nm}$ ve $40\text{Nm} \leq M_{p\text{-kalça}} \leq 65\text{Nm}$ değerleri arasında çıkmaktadır. Bu pasif moment değerleri küçük boyutlarda bir MR fren için oldukça büyüktür. Ancak, çevrim oranı 2 ile 5 arasında değişen düşük çevrim oranlı dişli kayış-kasnak ya da zincir-dişli mekanizmaları kullanılarak MR frenlerle bu değerlere ulaşmak mümkündür.



Şekil 3.27 Diz ekleminde sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan, (a) sönüm katsayısı ve(b) pasif moment değerleri



Şekil 3.28 Kalça ekleminde sönüm oranını istenilen değerde tutmak için gerekli olan; (a) sönüm katsayısı ve (b) pasif moment değerleri

Ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde bir yürüyüş döngüsü boyunca gereken sönümlenme momentleri bu çalışmalarla elde edilmiştir. Bundan sonraki süreç kompakt, bu torkları sağlayabilecek ve verimli MR frenlerin tasarlanmasıdır.

3.2.1. Özgün T-Şekli Rotor Çok Kutuplu MR Fren Tasarımının Geliştirilmesi Ve Benzer Tasarımlar İle Karşılaştırması, Simülasyon Çalışmaları, Katı Model Tasarımı, Prototip Üretimi Ve Sürücü Kart Tasarımı

Literatür araştırmalarına bakıldığında tork/hacim oranının en yüksek olduğu tasarımların başında çok kutuplu MR fren tasarım ile T-şekli rotor MR fren tasarımı gelmektedir. T-şekli rotor MR fren tasarımında rotorun hem dış yüzeyinde hem de iç yüzeyinde MR sıvı bulunduğu için aynı hacimdeki başka bir frene göre daha fazla MR sıvı aktive edilebilmektedir. Ancak, bu tasarımda sarımlar rotorun her iki yanında bulunması gerektiği için fren boyu uzadıkça aktive edilemeyen ya da az aktive olan sıvı miktarı artmaktadır. Çok kutuplu MR fren tasarımında ise sarımlar rotor boyunca uzandığı için MR fren boyu uzadıkça sarım boyları da uzatılarak aktive olmayan MR sıvı problemi ortadan kaldırılabilir. Bu nedenle, hem belirli bir hacimde daha fazla MR sıvıyı kullanabilmek hem de aktive olmayan ya da az aktive olan MR sıvı problemini ortadan kaldırmak ve böylece daha yüksek bir tork/hacim oranına ulaşmak için bu iki tasarımın avantajları tek bir frende birleştirilerek özgün bir tasarım ortaya konmuştur. Bu bölümde, T-Şekil rotorlu çok kutuplu MR fren tasarımı olarak isimlendirdiğimiz bu özgün tasarımın geliştirilme aşamaları, analizleri, parametre optimizasyonları, simülasyon sonuçları, stator sarım çok kutuplu ve rotor sarım çok kutuplu MR fren tasarımları ile karşılaştırmalı olarak verilmektedir.

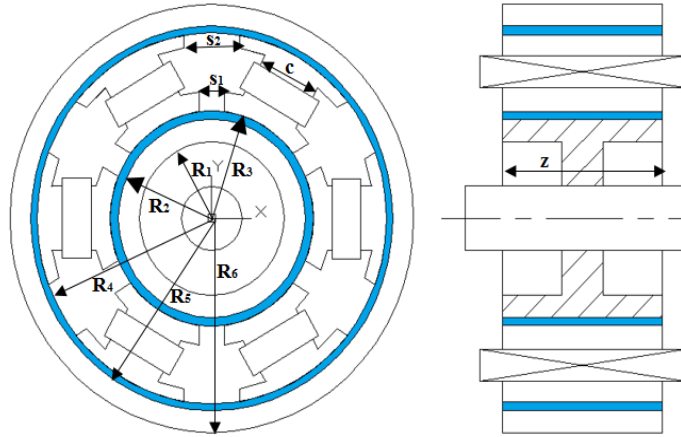
3.2.1.1. Malzeme Seçimi

Geliştirilmesi düşünülen 3 MR fren konsepti için öncelikle kullanılacak MR sıvı için ticari adı MRF140CG olan sıvı seçilmiştir. MR frenlerin donanımları açısından, literatürdeki benzer yapılardan esinlenilerek manyetik özellikler bakımından, AISI 1010 çeliği, manyetik olmayan malzeme olarak alüminyum ve sarım teli olarak 0.20 mm kesit çaplı emaye kaplı bakır tel seçilmiştir (Karakoç vd. 2008).

3.2.1.2. Tasarım Parametreleri

3 MR fren tasarımına ait genel ölçüleri ve parametreleri temsil etmesi açısından T şekil rotorlu MR frene ait ölçüler Şekil 3.29'da görülmektedir. Bu parametreler tasarımda MR frenin tork kapasitesini doğrudan etkileyen parametreler olup, ilerleyen bölümlerde maksimum tork elde etmek için bu parametrelerin en uygun değerleri bir optimizasyon tekniği ile bulunacaktır.

-
- İç stator kalınlığı $\rightarrow R_2 - R_1 = t_{s_{iç}}$
 - İç stator yarıçapı $\rightarrow R_2 = R_{s_{iç}}$
 - Dış stator kalınlığı $\rightarrow R_6 - R_5 = t_{s_{dış}}$
 - Dış stator yarıçapı $\rightarrow R_6 = R_{s_{dış}}$
 - İç MR sıvı boşluğu $\rightarrow g_{iç} = R_3 - R_2$
 - Dış MR sıvı boşluğu $\rightarrow g_{dış} = R_5 - R_4$
 - Sarım iç slot $\rightarrow s_{iç}$
 - Sarım dış slot $\rightarrow s_{dış}$
-



Şekil 3.29 T-şekilli çok kutuplu dönel MR fren tasarım parametreleri

3.2.1.3. Tasarımların Analitik Modellemesi

MR sıvıların davranışlarını etkin bir şekilde açıklayan Bingham plastik modelinden (Leicht vd., 2009; Ashour vd., 2010) yola çıkılarak, mekanik terimlerin basitleştirilmesi ve MR sıvı davranışının grafiklerden eğri uydurma yöntemleri ile denklemlere dönüştürülmesi metotlarıyla MR fren içerisindeki toplam tork denklemleri şöyle elde edilmiştir;

$$T = R_r^2 \int_0^z \int_0^{2\pi} \tau_y d\theta dz + \frac{2\pi n \omega}{g} R_r^3 z + T_{fr} \quad (3.40)$$

Denklem (3.40), stator sarım ve rotor sarım çok kutuplu MR fren tasarımları için geçerlidir. T-şekilli rotorlu MR fren tasarımı için ise denklem (3.41)'de verildiği gibi, T-şekilli rotorun hem iç yüzeyi hem de dış yüzeyinde oluşacak torkların toplamı şeklinde yazılmaktadır;

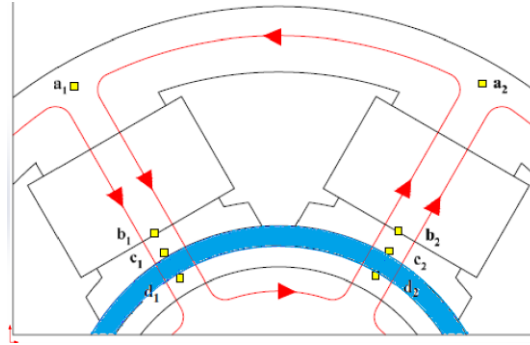
$$T = (R_{r_{iç}}^2 + R_{r_{dış}}^2) \int_0^z \int_0^{2\pi} \tau_y d\theta dz + \frac{2\pi n \omega}{g} (R_{r_{iç}}^3 + R_{r_{dış}}^3) z + T_{fr} \quad (3.41)$$

T-şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren yapısı için toplam tork, denklem (3.41)'deki iç ve dış yüzeydeki torkların toplanması ile elde edilmektedir. Denklem (3.40) ve (3.41)'de görüldüğü üzere, bir dönel çok kutuplu MR frenin ürettiği tork 3 ana bileşene sahiptir. Bunlar, alan tork bileşeni, viskoz tork bileşeni ve sürtünme tork bileşenidir. Bu bileşenler arasında torku en fazla

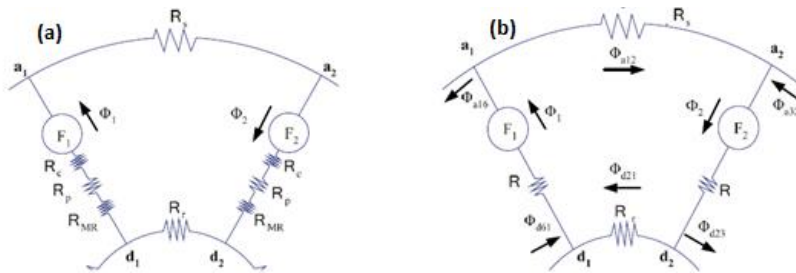
etkileyen alan tork bileşenidir. Alan tork bileşeni ise ortaya çıkan manyetik alan şiddetine, manyetik alan şiddeti ise sıvının akma karakteristiğine bağlıdır. Denklemlerden bu çerçevede görülmektedir ki, tork artırımı özellikle eksenel ve radyal geometrik ölçülere göre değer almaktadır. Bu noktada rotor yarıçapı ve fren genişliği önem arz etmektedir. Çok kutuplu yapının daha önce sayılan esnek parametre avantajı bu noktada daha etkin fark edilmektedir.

3.2.1.4. Manyetik Devre Analizi

Çok kutuplu üç tasarımın 6'şar kutuplu olarak kurulduğu (bu sayı geometrik parametrelere ve istenen tork değerlerine göre değişebilmektedir), bu kutupların geometrik olarak simetri halinde oldukları göz önüne alındığında, tek bir kutup için manyetik akı devresinin modellenmesi yeterli olmaktadır. Geometrik parametrelerin optimizasyonuna geçmeden önce amper ve gauss yasaları kullanılarak, manyetik akı devrelerinin modellenmesi gerekmektedir. Şekil 3.30, 3.31a ve 3.31b, Şekil 3.32, 3.33a ve 3.33b ile Şekil 3.34, 3.35a ve 3.35b üç farklı MR frene ait düğüm konfigürasyonlarını ve bunlara karşılık çizilen temsili manyetik devreleri göstermektedir.



Şekil 3.30. Stator sarım çok kutuplu MR fren düğüm düzeni



Şekil 3.31. (a) Stator sarım çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali

Şekil 3.30'da, a_1-a_2 arası stator halkası, a_1-b_1 ve a_2-b_2 arası çekirdek (nüve), b_1-c_1 ve b_2-c_2 arası kutup başlarının olduğu kısım, c_1-d_1 ve c_2-d_2 arası MR sıvı alanı ve d_1-d_2 arası rotor halkasıdır. Şekil 3.31a ve 3.31b şekillerinde verilen parametrelerin ne anlama geldiği Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2. Manyetik çevrimdeki eşdeğer özelliklerin manaları

açıklama	parametre
stator halkasının manyetik direnisi	\mathcal{R}_s
nüvenin manyetik direnisi	\mathcal{R}_c
kutup başı kısmının manyetik direnisi	\mathcal{R}_p
MR sıvının manyetik direnisi	\mathcal{R}_{MR}
rotor kısmının manyetik direnisi	\mathcal{R}_r
sarımlardan doğan manyetik akı	Φ_c
manyetomotor kuvveti	F
1010 çeliği için manyetik geçirgenlik	$\mu_{çelik}$
MR sıvının manyetik geçirgenliği	μ_{MR}

Bu bilgiler ışığında manyetik devre analizini takiben, parametrelerin manyetik eşdeğerleri olarak manyetik direniler halinde yazılmasından sonra Gauss ve Amper yasaları uygulanmış ve neticede denklem (3.42) elde edilmiştir:

$$H_{MR} = \frac{4Ni}{4 \left(g + \frac{l_p}{\frac{\mu_{çelik} A_p}{\mu_{MR} A_{MR}}} + \frac{l_c}{\frac{\mu_{çelik} A_c}{\mu_{MR} A_{MR}}} \right) + \frac{l_s}{\frac{\mu_{çelik} A_s}{\mu_{MR} A_{MR}}} - \frac{l_r}{\frac{\mu_{çelik} A_r}{\mu_{MR} A_{MR}}}} \quad (3.42)$$

3.42 denkleminde ($A_{MR} \cong A_p \cong A_c \cong cz$), $\mu_{çelik} = 1000 * \mu_{MR}$ ve $l_p \cong l_c$ alındığında, bu mesafeler ihmal edildiğinde ve stator ile rotor kesit alanlarının kalınlık uzunluk çarpımı olarak yazıldığında ($A_s \cong t_s z$ ve $A_r \cong t_r z$), denklem (3.43) elde edilmiştir:

$$H_{MR} = \frac{4Ni}{4g + \left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{çelik}} \right) \left(\frac{l_s}{\frac{t_s z}{cz}} - \frac{l_r}{\frac{t_r z}{cz}} \right)} \quad (3.43)$$

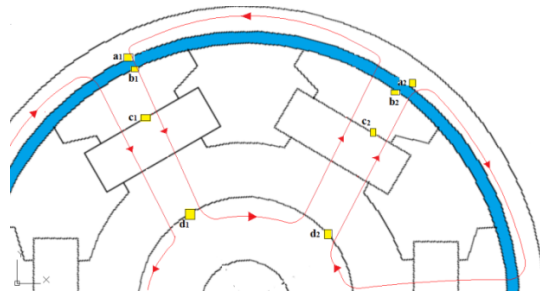
l_s ve l_r terimleri sırasıyla; $l_s = R_s - \frac{t_s}{2} \approx R_s$ ve $l_r = R_r - \frac{t_r}{2} \approx R_r$ olarak hesaplandığında manyetik alan şiddeti en basit formda aşağıdaki gibi elde edilir;

$$H_{MR} = \frac{4Ni}{4g + \left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{\text{çelik}}}\right)(c)\left(\frac{R_s}{t_s} - \frac{R_r}{t_r}\right)} \quad (3.44)$$

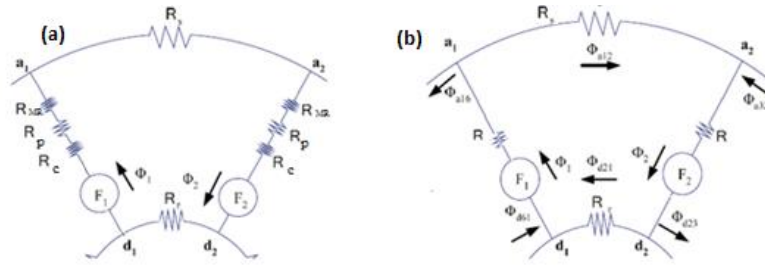
Denklem (3.44)'ten net bir şekilde görülmektedir ki;

- Manyetik alan şiddeti, MR sıvı etkin alanına uygulanırken, MR sıvı ve çeliğin geçirgenliğine, uygulanan sarım sayısı ve akıma, önemli derecede rotor stator kalınlıkları ile yarıçaplarına ve nüve kalınlığına bağlı değişmektedir.
- Değişkenlerin bu denli fazla olması daha önce açıklandığı üzere, çok kutuplu yapının geleneksel frenlere göre esnek parametre ayarlarına sahip olduğuna işaret etmektedir.

Rotor sarım çok kutuplu MR fren için de denklemler benzer şekilde çıkarılabilmektedir. Rotor sarım çok kutuplu MR fren tasarımında manyetik devrenin stator sarımdan tek farkı, elektromotor kuvveti ile MR sıvı, kutup başı ve nüve manyetik dirençlerinin yerleri değişmektedir. Yani stator sarım manyetik devresinde elektromotor kuvvetinin yeri üstte iken rotor sarımda altta olmaktadır. Fakat bu değişiklik denklemlerin türetilmesinde sembolik olarak herhangi bir değişikliğe neden olmamaktadır. Aynı denklem türetme sırası rotor sarım için de uygulandığında denklem (3.44)'ün aynısı bulunmaktadır. Yani, denklem (3.44) rotor sarım MR frenin manyetik alan şiddeti büyüklüğünün bulunması için aynen kullanılabilecektir. Fakat stator yarıçapı, rotor yarıçapı, stator kalınlığı ve rotor kalınlığı gibi büyüklükler hem stator sarım hem de rotor sarım MR fren tasarımlarında farklı olduğu için manyetik alan şiddeti değerini değiştirmektedir. Dolayısıyla stator sarım MR fren manyetik alan şiddetinin manyetik alan parametrelerinden nasıl etkileneceği konusunda yapılan bütün yorumlar rotor sarım MR fren tasarımı içinde geçerlidir. Ancak, daha önce de bahsedildiği gibi, rotor sarımda MR sıvı için daha fazla alan oluşturulabildiğinden daha yüksek torkların elde edilebileceği açıktır.

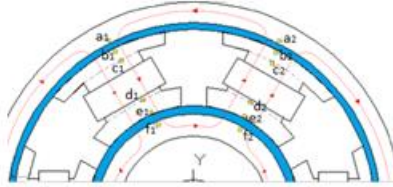


Şekil 3.32. Rotor sarım çok kutuplu MR fren düğüm düzeni

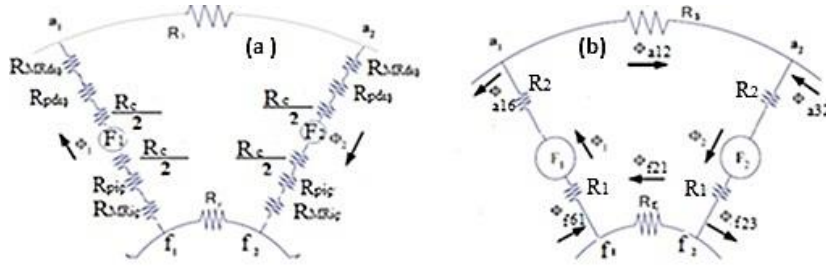


Şekil 3.33. (a) Rotor sarım çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali

Stator sarım ve rotor sarım MR fren tasarımlarında olduğu gibi, T-Şekilli rotorlu tasarımında da benzer yöntemler takip edilmiştir. Öncelikle T-Şekilli rotorlu tasarım için düğüm düzeni ve manyetik alan devresi Şekil 3.34 ve 3.35a-b'deki gibi çizilmiştir. Manyetik devre akışı takip edilerek denklem türetimine başlanmıştır.



Şekil 3.34. T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren düğüm düzeni



Şekil 3.35. (a) T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren manyetik devre ve (b) basitleştirilmiş hali

Stator sarım ve rotor sarım MR fren tasarımlarından farklı olarak T-Şekilli rotor MR fren tasarımında kesit görüntüdeki iç ve dış halkaların her ikisi de statora aittir. Dolayısı ile önceki bölümlerde formüllerde stator (\mathcal{R}_s) ve rotor (\mathcal{R}_r) manyetik direni sembolleri kullanılırken, T-Şekilli rotorlu MR fren tasarımı için dış stator manyetik direni ($\mathcal{R}_{s_{dış}}$) ve iç stator manyetik direni ($\mathcal{R}_{s_{iç}}$) sembolleri kullanılmıştır. Aynı şekilde önceki bölümlerde stator (R_s) ve rotor (R_r) yarıçapları yerine dış stator yarıçapı ($R_{s_{dış}}$) ve iç stator yarıçapı ($R_{s_{iç}}$) sembolleri hesaplamalarda

kullanılmıştır. T-şekilli rotorlu yapı içerisinde de benzer olmakla beraber daha detaylı gerçekleştirilen hesaplamalar sonucunda;

$$H_{MR} = \frac{4Ni}{8g + \left(\frac{\mu_{MR}}{\mu_{çelik}}\right)(C)\left(\frac{R_{s_dış}}{t_{s_dış}} - \frac{R_{s_iç}}{t_{s_iç}}\right)} \quad (3.45)$$

Denklem 3.45'ten net bir şekilde görülmektedir ki;

- Manyetik alan şiddeti MR sıvı etkin alanına uygulanırken, MR sıvı ve çeliğin geçirgenliğine, uygulanan sarım sayısı ve akıma, bunlardan önemli bir şekilde rotor stator kalınlıkları ile yarıçaplarına ve nüve kalınlığına bağlı değişmektedir.
- Değişkenlerin bu denli fazla olması daha önce açıklandığı üzere, çok kutuplu yapının geleneksel frenlere göre esnek parametre ayarlarına sahip olduğuna işaret etmektedir. Yani çok kutuplu tasarımın esnek parametre ayar kabiliyeti T-şekilli rotora da kazandırılmış olmaktadır.

3.2.1.5. Tasarım Optimizasyonu

Manyetik devre analizinde ayrıntılı olarak anlatıldığı gibi, tasarım parametreleri frenlerin tork kapasitesine doğrudan etki etmekte ve optimum parametrelerin uygun optimizasyon teknikleri ile bulunması gerekmektedir. Bu optimizasyon çalışmasında hedef fonksiyon kurularak, manyetik alan kaynaklı torkun maksimum değeri bulunmaktadır. Bu amaçla alan tork bileşeni, MR sıvı akma dayanımıyla, akma dayanımı ise (3.44) ve (3.45) denklemleriyle sırayla stator sarım, rotor sarım ve T-şekilli rotorlu MR frenler için verilmekte olan manyetik alan şiddetiyle ilişkili olmaktadır. Buradan hareketle hedef fonksiyon olan torkun maksimum değerine ulaşmak için, manyetik alan şiddetinin de maksimize edilmesi gerekmektedir. Bu açıdan, optimizasyon öncesinde, alt uzuv dış iskelet uygulaması için tasarlanan bu üç ayrı MR fren için sınır ölçüler belirlenmiş olmalıdır. Bu nedenle stator halkası yarıçapı R_s , rotor yarıçapı R_r , ve eksenel fren genişliği z parametreleri, (T şekilli rotorlu yapıda dış stator yarıçapı $R_{s_dış}$, iç stator yarıçapı $R_{s_iç}$ ve eksenel z genişliği) son karar verilen kendi tasarım ölçülerinde sabit tutulmaktadır. N_i değeri de giriş akım değeri olarak (sarım sayısı da dâhil) belirli bir değerde sabit tutulmaktadır. Çünkü küçük boyutlu bir MR frende sarımın yapılacağı alan sınırlıdır ve sarımın N_i değerinin fazla olması manyetik doyuma neden olabilmektedir. Ayrıca (3.44) ve (3.45) denklemleri içerisinde görülen g MR sıvı boşluk miktarı da minimum seviyede fakat belli bir kritik değerden aşağı

olmamak kaydıyla sabit tutulmuştur (Nam vd., 2009). Bununla birlikte, yine 3.44 ve 3.45 denklemlerinde üç farklı MR fren için de görülmektedir ki, H'in maksimum değeri için stator kalınlığı t_s artmalı, rotor kalınlığı t_r ise azaltılmalıdır. Ancak bu, manyetik doyuma ulaşılabilmesi kaydıyla geçerli olabilmektedir. Tüm bu etkenlere bir de kompaktlık ve üretilebilirlik zemini çerçevesinden de bakıldığında, bu üç ayrı MR fren tasarımı için sırasıyla sabit parametrelerin yanında optimizasyon sonucu optimum değerleri istenen parametrelerin sınır aralıkları belirlemiştir. Bu sınır aralıklarının tespitinde nüve kalınlığı c için hafiflik ve boşluk durumu, sarım slotu s içinse; manyetik akının bir kutuptan doğrudan MR sıvı boyunca diğer bitişik kutba geçişi durumunda, manyetik akının azalıp azalmadığı ön planda tutulmaktadır. Belirlenen parametre bilgileri ışığında optimizasyon problemi, üç MR fren için ayrı ayrı şöyle ifade edilebilmektedir;

Stator sarım çok kutuplu MR fren için;

T alan tork bileşenini maksimize edilecek:

Kısıtlamalar:

$$\min DV \leq D V_i \leq \max DV$$

$$\min DV = [t_{s\min} \quad t_{r\min} \quad c_{\min} \quad s_{\min}] = [2 \quad 2 \quad 4 \quad 4]$$

$$\max DV = [t_{s\max} \quad t_{r\max} \quad c_{\max} \quad s_{\max}] = [6 \quad 6 \quad 10 \quad 10]$$

$$i=1:n \rightarrow \text{iterasyon sayısı } n=100$$

Rotor sarım çok kutuplu MR fren için;

T alan tork bileşenini maksimize edilecek.

Kısıtlamalar:

$$\min DV \leq D V_i \leq \max DV$$

$$\min DV = [t_{s\min} \quad t_{r\min} \quad c_{\min} \quad s_{\min}] = [6 \quad 6 \quad 4 \quad 4]$$

$$\max DV = [t_{s\max} \quad t_{r\max} \quad c_{\max} \quad s_{\max}] = [2 \quad 2 \quad 10 \quad 12]$$

$$i=1:n \rightarrow \text{iterasyon sayısı } n=100$$

T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren için;

T alan tork bileşenini maksimize edilecek.

Kısıtlamalar:

$$\min DV \leq D V_i \leq \max DV$$

$$\min DV = [t_{s_{dış\min}} \quad t_{s_{iç\min}} \quad c_{\min} \quad s_{iç_{\min}} \quad s_{dış_{\min}}] = [6 \quad 6 \quad 4 \quad 2 \quad 4]$$

$$\max DV = [t_{s_{dış\max}} \quad t_{s_{iç\max}} \quad c_{\max} \quad s_{iç_{\max}} \quad s_{dış_{\max}}] = [2 \quad 2 \quad 10 \quad 6 \quad 12]$$

$$i=1:n \rightarrow \text{iterasyon sayısı } n=100$$

Optimizasyonda NSYS Maxwell® manyetik analiz programı kullanılmış ve tasarımların 3-boyutlu halleri ve malzeme özellikleri gömülerek optimizasyona başlanmıştır. T alan tork bileşen değeri, alan tork denkleminin belirli bir rotor silindirik yüzeyinde integrasyonu sonucu ve verilen akımı da sanal ortamda kontrol altında tutarak yine program vasıtasıyla elde edilebilmektedir. Dolayısıyla optimizasyon işlemlerinin hepsi ANSYS Maxwell® programının kendi içerisinde programın OPTIMETRIC Toolbox'ı kullanılarak yapılmıştır. Optimizasyon değişkenleri açısından torkun maksimum değerine en yakın (optimum) değeri bulabilmek için, Maxwell programının içerisinde ihtiva edilen sıralı lineer olmayan programlama (SNLP) optimizasyon metoduna göre, çalışan optimizasyon aracı kullanılmıştır (Ansys Maxwell, 2014). Bu optimizasyon metodunda SNLP yöntemi, sonlu elemanlar metoduyla daha önce elde edilen manyetik analiz simülasyonu sonuçlarını kullanmakta ve Taylor serisi yaklaşımı vasıtasıyla daha önceki çözümlerden yararlanarak yüzey cevapları oluşturmaktadır. Böylelikle belli bir süre içerisinde değişkenlerin maksimize edilebileceği optimum aralık daraltılabilmektedir. Odaklanılan aralıkta da tork bileşeninin maksimum değerini gerçekleyen optimizasyon değişkenlerinin değerleri bulunmaktadır. Yüzey cevabı ise optimizasyon döngüsü içinde gradyanların oluşturulmasını, yönlerinin saptanmasını ve sonraki iterasyon için adım boyutunun belirlenmesini sağlamaktadır. Böylece sonlu elemanlar metoduyla (FEM) elde edilen simülasyon sonuçlarının optimizasyon için değerlendirilmesi hızlanmaktadır.

3.2.1.6. Optimizasyon Sonuçları

100 iterasyonlu optimizasyon süreci sonunda, stator sarımlı tasarım için 91. iterasyonda 8.99 Nm değeri maksimum tork değeri, rotor sarımlı tasarım için 61. iterasyonda 12.71 Nm değeri ve T-şekilli rotor için bu üç fren arasında en büyük tork değeri olan 17.52 Nm değeri de 20. iterasyonda bulunmuştur.

Tablo 3.3, 3.4 ve 3.5'te ise değişkenlerin maksimum tork elde edilen optimum değerleri sıralanmıştır. Bu üç farklı MR fren için de değişkenlere bakıldığında; c nüve kalınlığı optimum değerine hızlıca yaklaşmaktadır. Buna karşılık stator kalınlığı ve rotor kalınlığı optimal değere yavaşça yaklaşmaktadır. Bunun ilk sebebi manyetik doyumdan kaçınmak için t_s değerinin küçük tutulması gerekliliği, diğer sebebi ise 3.44 ve 3.45 denklemlerinde H'ın maksimize edilmesi için t_s 'in büyük t_r 'nin ise küçük değerler kombinasyonunda çalışılması durumudur. s değişkeni olan

kutup başları arasındaki açıklık için de büyük aralıklarda optimal değere yakınsamak çok fazla iterasyon gerektirdiği için odak aralığı yaklaşımı bu noktada önem arz etmektedir.

Tablo 3. 3. Stator sarım çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler

Parametre	Optimum değer (mm)	Üretim değeri(mm)
Stator halka kalınlığı (t_s)	5.477	5.5
Rotor kalınlığı (t_r)	3.337	3
Nüve kalınlığı (c)	9.999	10
Sarımlar arası slot(s)	4.187	4

Tablo 3.4. Rotor sarım çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler

Parametre	Optimum değer (mm)	Üretim değeri (mm)
Stator halka kalınlığı (t_s)	3.834	4
Rotor kalınlığı (t_r)	5.758	6
Nüve kalınlığı (c)	9.332	9
Sarımlar arası slot (s)	9.756	10

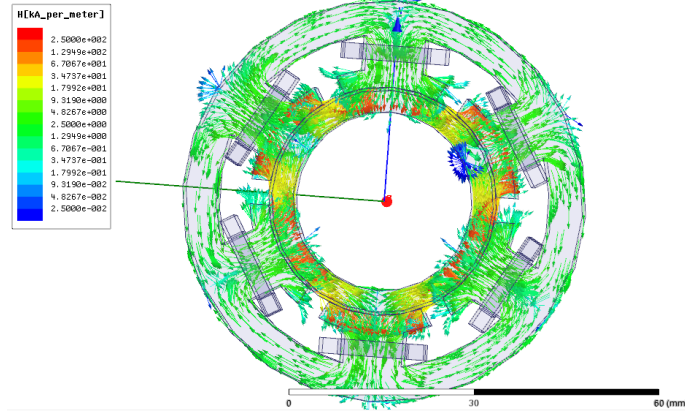
Tablo 3.5. T-şekil rotorlu çok kutuplu MR fren için optimizasyon sonucu elde edilen değerler

Parametre	Optimum değer(mm)	Üretim değeri(mm)
Dış stator kalınlığı ($t_{s_{dış}}$)	3.937	4
İç stator kalınlığı ($t_{s_{iç}}$)	5.001	5
Nüve kalınlığı (c)	9.694	9.5
İç sarımlar arası slot ($s_{iç}$)	2.107	2
Dış sarımlar arası slot ($s_{dış}$)	11.501	11.5

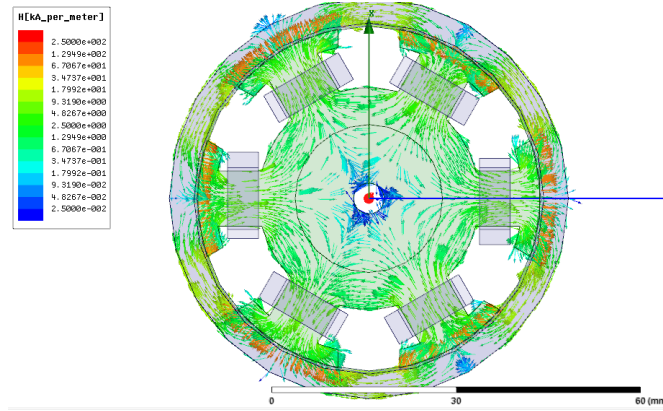
3.2.1.7. Manyetik Sonlu Elemanlar Analizi

Şekil 3.36, 3.37 ve 3.38’de ve daha ayrıntılı olarak Şekil 3.39, 3.40 ile 3.41’de üç ayrı MR fren için manyetik akının yönleri görülmektedir. Şekilden de anlaşılacağı üzere, manyetik akı bir kutuptan çıkmakta, MR sıvı boşluğu boyunca ilerleyerek rotor içerisine girmektedir. Daha sonra manyetik akı aynı yolu, bu kez geriye doğru aynı şekilde takip ederek bitişikteki kutba dönmektedir. Manyetik akı MR sıvının içinden dik olarak geçtiğinde sıvı içerisindeki manyetik

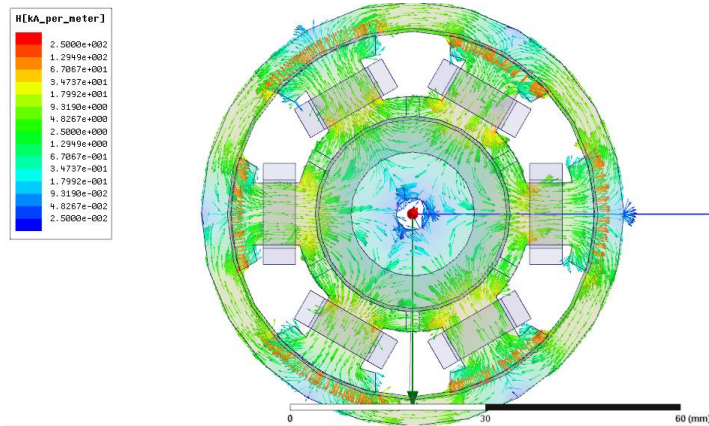
parçacıklar bir zincir oluşturmak için form değiştirmektedirler. Bu sonuç üç ayrı frenin çalışma konseptini de doğrulamaktadır.



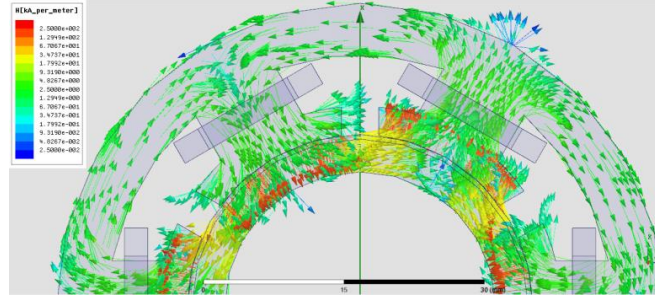
Şekil 3.36. Stator sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü



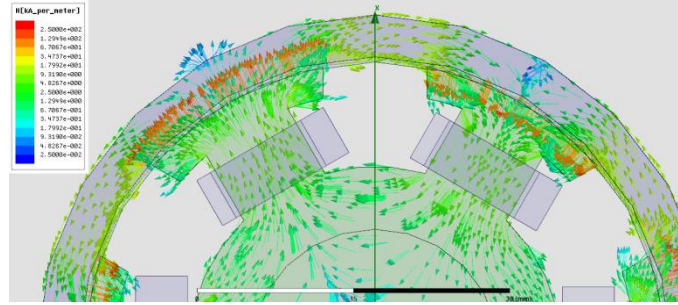
Şekil 3.37. Rotor sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü



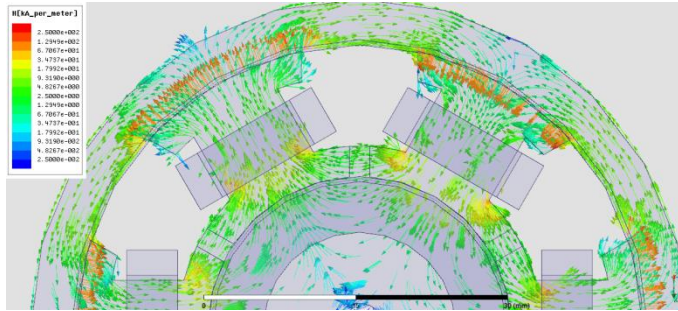
Şekil 3.38. T şekilli rotorlu sarım çok kutuplu MR fren kesitinde oluşan manyetik akı yönü



Şekil 3.39. Stator sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü detay görünümü



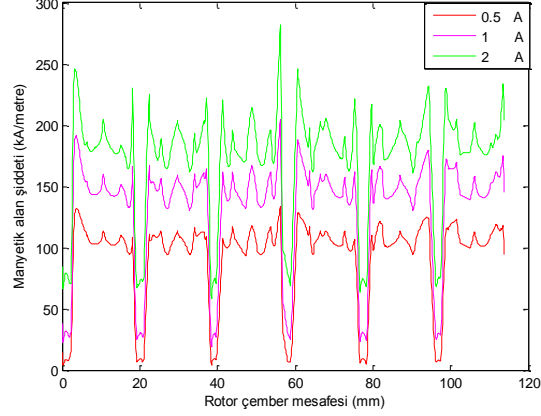
Şekil 3.40. Rotor sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü detay görünümü



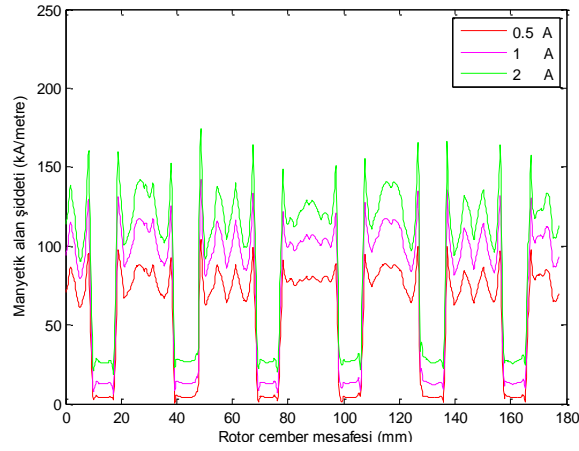
Şekil 3.41. T-şekilli rotorlu sarım çok kutuplu MR fren kesitinde manyetik akı yönü görünümü

Alan torku temel olarak manyetik alan şiddetinin niceliğine bağlı olmaktadır. Bu yüzden, silindirik rotor yüzeyinde üç MR fren tasarımı için H manyetik alan şiddeti değerleri incelenmelidir. Bu amaç doğrultusunda silindirik rotor yüzeyi çemberinin ortasından geçen bir test çizgisi çizilerek bu çizgi boyunca H değeri araştırılmıştır. Şekil 3.42, 3.43 ve 3.44, üç ayrı MR fren tasarımı için sırasıyla test çizgisi boyunca farklı akım değerleri verildiğinde elde edilen H değerlerini grafik olarak göstermektedir. Şekillerde görülen tepe noktaları kutuplara denk gelmektedir. T-şekilli rotorlu MR frende 12 tepe olmasının sebebi, MR sıvı boşluğunun hem içte hem dışta aktive edilmesidir. Yani test çizgisi bu frende dış yüzeyden başlamakta bir tur attıktan sonra iç yüzeyde devam edip bir tur atarak sonlanmaktadır. Tepe noktaları arasındaki boşluklarda görüldüğü

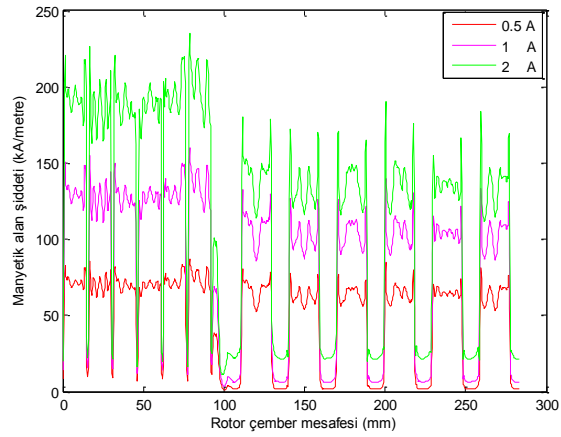
üzere, alan şiddeti sıfıra yakın bir değer almaktadır ki bu da, kutuplar arasındaki slot mesafesinin, bir kutuptan çıkıp doğrudan MR sıvı boyunca ilerleyerek doğrudan diğer kutba geçen manyetik akıdan izole edildiği anlamına gelmektedir.



Şekil 3.42. Stator sarım çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti



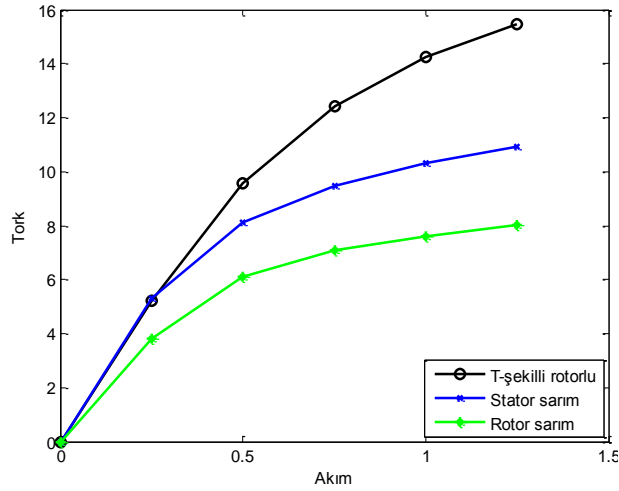
Şekil 3.43. Rotor sarım çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti



Şekil 3.44. T şekilli rotorlu çok kutuplu MR fren rotor yüzey çemberi boyunca manyetik alan şiddeti

3.2.1.8. Tork Analizi

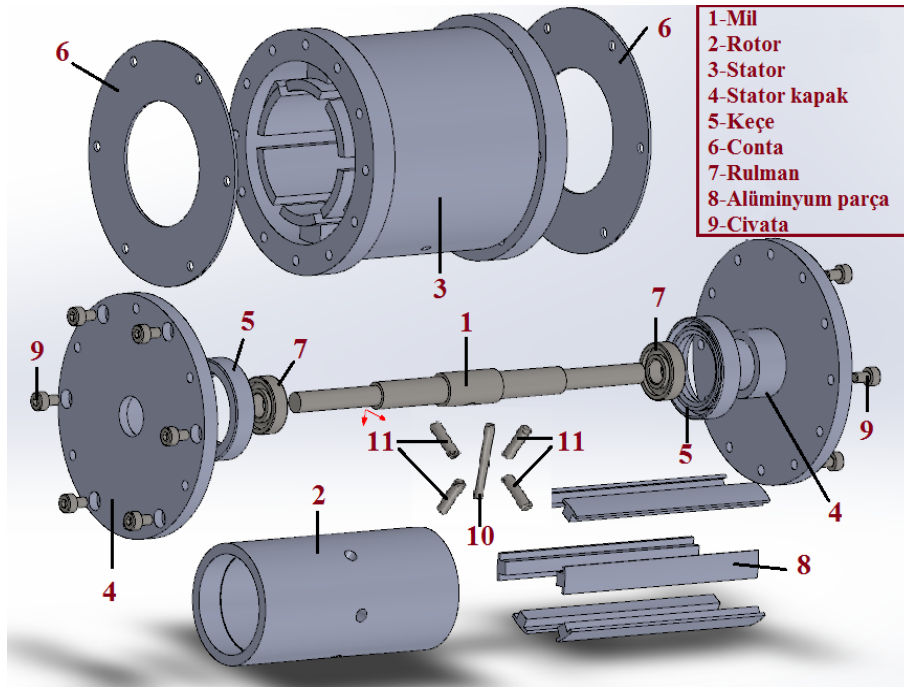
Son olarak üç frenin tork kapasitelerinin karşılaştırılması gerekmektedir. Bunun için ANSYS Maxwell programında değişik akım değerleri verildiğinde elde edilen tork değerleri, bu üç ayrı MR fren için grafik olarak Şekil 3.45'te çizdirilmiştir. Görüldüğü üzere en büyük tork değeri T-şekil rotorlu çok kutuplu MR fren tasarımında elde edilebilmektedir. Bu üç freninde aynı dış ölçülerde olduğu unutulmamalıdır. Sonuçlar, T-şekilli çok kutuplu tasarımın diğerlerine göre tork kapasitesini önemli ölçüde arttırdığını göstermektedir. Ayrıca sarımların yeri değiştirilerek rotorlara alınması sonucunda da, tork değerinde bir miktar artışın elde edilmesi söz konusu olmaktadır.



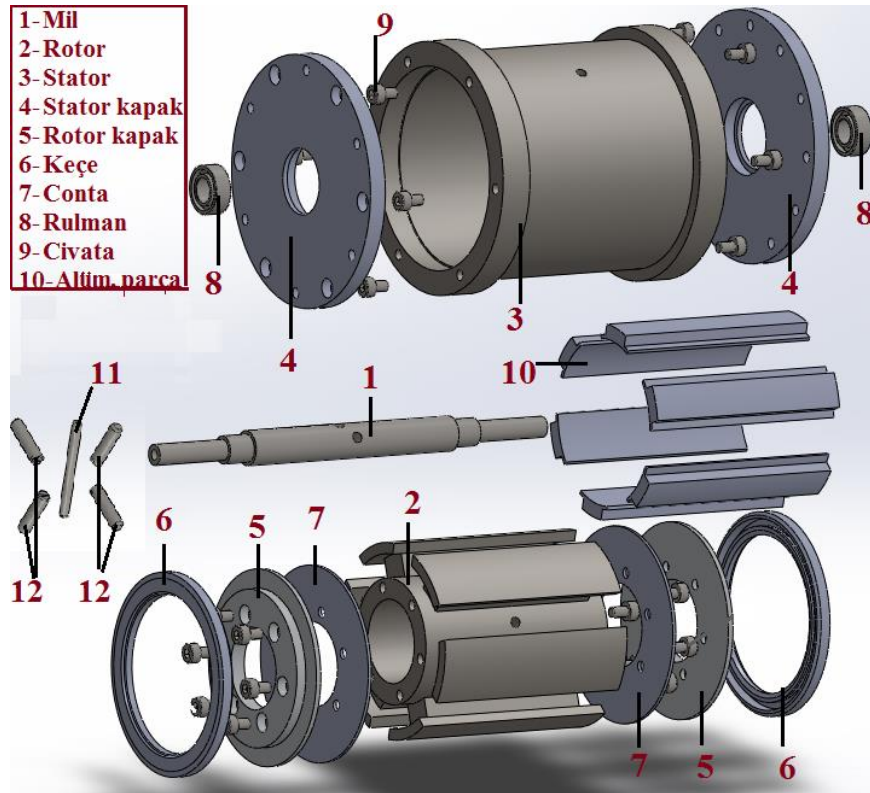
Şekil 3.45. 3 ayrı MR frene ait Tork-Akım eğrisi

3.2.1.9. Prototip Üretim Detayları

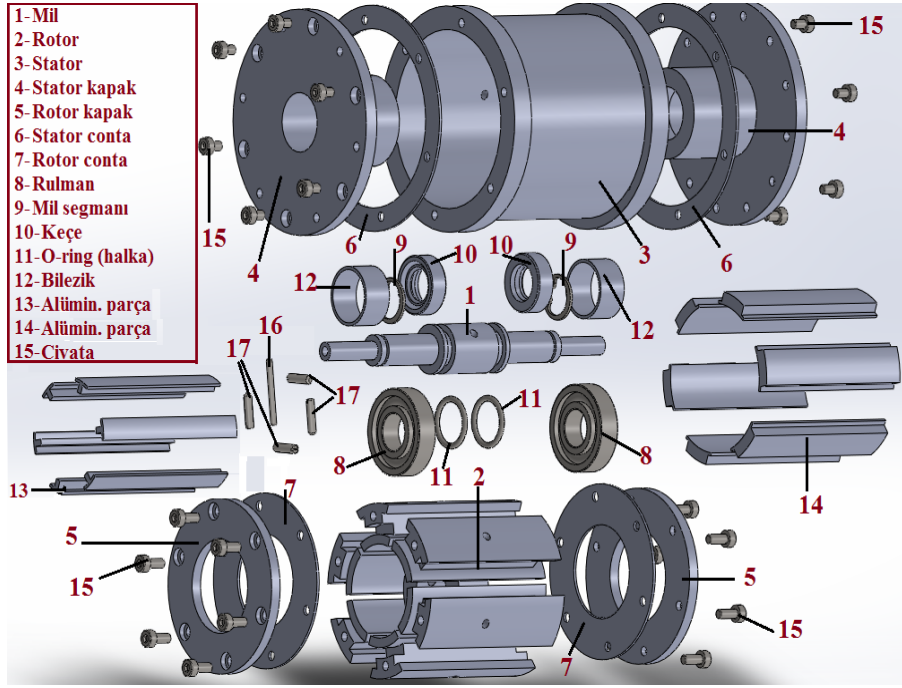
Şekil 3.46, 3.47 ve 3.48 sırayla stator sarım, rotor sarım ve T-şekilli rotor çok kutuplu MR fren tasarımlarının Solidworks ortamında çizilmiş 3 boyutlu patlatılmış görünüşleri ve kesit alınmış görüntülerini içermektedir.



Şekil 3.46. Stator sarım MR fren tasarımının patlatılmış (demontaj) görünümü



Şekil 3.47. Rotor sarım MR fren tasarımının patlatılmış (demontaj) görünümü



Şekil 3.48. T şekilli rotorlu MR fren tasarımının patlatılmış görünümü

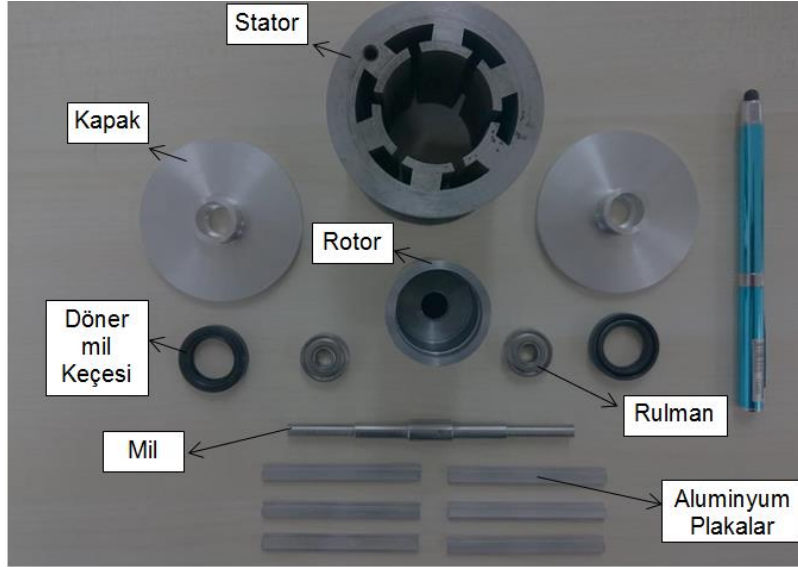
Şekil 3.46'daki stator sarım MR fren konseptinde, üzerinde iki adet fatura bırakılmış mil, 10 numaralı rotor çapı kadar boya sahip pim ile boydan boya, 11 numaralı rotor yarıçapı kadar boya sahip vidalar ile mil yüzeyine kadar bağlanmakta ve mil rotora sıkı geçmektedir. Böylece mil ve rotorun birlikte dönüşü sağlanmaktadır. Fren milleri manyetik akının sızmamaları için paslanmaz çelikten imal edilmişlerdir. Rulmanlar stator kapaklarının içerisine sıkı geçirilerek, bir taraftan stator kapağı içerisindeki faturayla, diğer taraftan mil üzerindeki fatura ile emniyete alınmıştır. Rotor stator içerisine geçirildiğinde, MR sıvı boşluğu hizasında stator kapaklarının çıkıntıları üzerine keçeler aparatlar yardımıyla geçirilerek sızdırmazlığı sağlamaktadır. Keçe emniyeti, rotor uçlarında bırakılan faturalarla sağlanmıştır. Nüveler üzerine sarılacak telin yer işgal etmemesi adına nüvelerin alın kısımlarından belli miktarda boşaltılmıştır. Alüminyum parçalar ise T profil şekliyle sarımlara sıvı sızıntısını engellemek üzere yerleştirilmekte, oturdukları yuvanın çevre kısımları sıvı conta ile izole edilmektedir. Stator kapakları ve stator arasına yalıtkan conta yerleştirilerek bu kısımda da MR sıvı sızıntısı engellenmekte ve manyetik alan çevriminin manyetik geçirgenliği olan parçalar arasında düzgün devam etmesine olanak sağlamaktadır. Stator kapakları, conta ve stator bağlantısı civatalar ile sağlanmaktadır. Civata bağlantısının emniyetli çalışması adına statorun iki ucunda flanşlar oluşturulmuştur.

Şekil 3.47'deki rotor sarım MR fren tasarımı da mil ve rotor bağlantısı stator sarım tasarımı ile aynı şekilde, haiz olduğu ölçülere uygun biçimde yapılmıştır. Rotorun pim ve vida delikleri kutuplar arasındaki boşluklarda mevcut olduğu için sarım, balans düzgünlüğü ve montaja engel bir durum teşkil etmemektedir. Rulmanlar stator kapaklarının içerisine geçirilerek bir taraftan stator kapağı içerisindeki faturayla, diğer taraftan mile bırakılan fatura ile emniyete alınmıştır. Rotorun statora giydirilmesine takiben contalar ve rotor kapakları civata bağlantısı ile rotora montajlanmıştır. Rotor kapakları üzerindeki kalın faturaya keçeler aparatlar yardımıyla geçirilerek MR sıvı boşluğundan olabilecek sızıntıları engellemiştir. Civata bağlantısı, stator kapakları ve statorun bağlanması kullanılmaktadır.

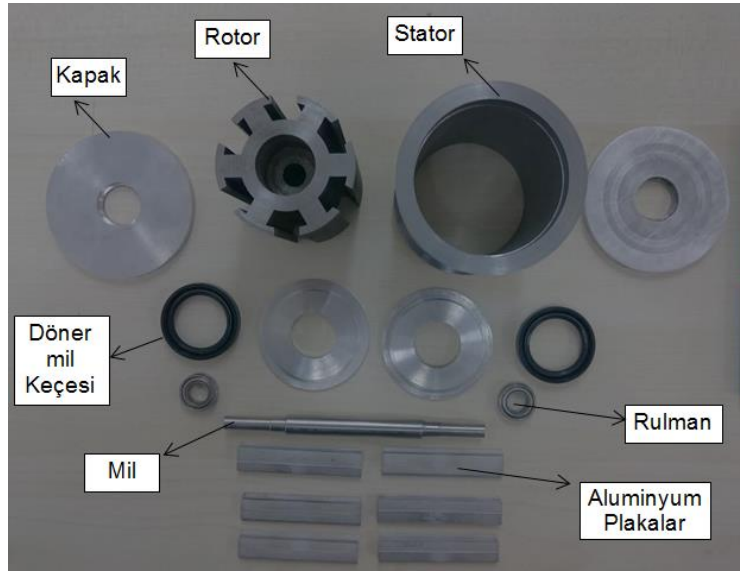
Şekil 3.48'de ise daha farklı bir yapıya sahip T-şekilli rotor çok kutuplu yapıda, mil üzerinde O-ring'ler için iki yuva bulunmaktadır. O-ring'ler gibi keçe ve rulmanlar da mil üzerine geçirilmiştir. Burada sızdırmazlığı en üst seviyeye çıkarmak için keçe ve O-ringler birlikte kullanılmıştır. Mil ve rotor bağlantısı ise önceki iki tasarıma benzer şekilde sağlanmıştır. Hem içte hem dışta MR sıvı boşluğu bulunuyor olmasından dolayı iki farklı boşluğa da T profilli alüminyum parçalar oturtulmuştur. Bunun yanı sıra hem rotor kapakları ile rotor arasına hem de stator kapakları ile stator arasına conta yerleştirilmiştir. Keçeler mil üzerine bir yandan mil faturasına dayanmakta, diğer yandan bilezik ile emniyete alınmaktadır. Rulmanlar da bir yandan bileziğe dayanırken, diğer taraflarından mil segmanı ile emniyettedir. Rotor ve stator kapaklarının rotor ve statora montajlanması yine civata bağlantısı ile gerçekleştirilmiştir.

MR fren tasarımları için parça üretimleri projenin bu gelişme döneminde gerçekleştirilmiştir. Analiz bölümünde ayrıntılı olarak anlatıldığı gibi, parça üretimlerinde manyetik alanın dolaşacağı stator ve rotor parçaları AISI 1010 çeliğinden üretilmiştir. Sarımların yapıldığı nüvelerin kutup başları arasında manyetik alanın sızması için mantar şeklinde alüminyum parçalar kullanılmıştır. Benzer şekilde manyetik alanın fren dışına kaçmasının önlenmesi için fren milleri paslanmaz çelikten üretilmiştir. Şekil 3.49, 3.50 ve 3.51 sırası ile stator sarımlı, rotor sarımlı ve T-şekilli MR fren tasarımları için üretilen parçaları göstermektedir. Bu parçalardan sarımların yapılacağı karmaşık stator ve rotor yapıları için tel erozyon kesim yöntemi kullanılmıştır. Diğer parçalar ise CNC torna tezgâhlarında üretilmiştir. Parçalar üzerindeki delik delme işlemleri de gerçekleştirilmiştir. Son olarak üretilen MR frenlerin performans testleri gerçekleştirilmiş ve en iyi olan tasarım (simülasyon sonuçlarına göre T-şekilli rotor-çok kutuplu-MR fren tasarımı en iyi

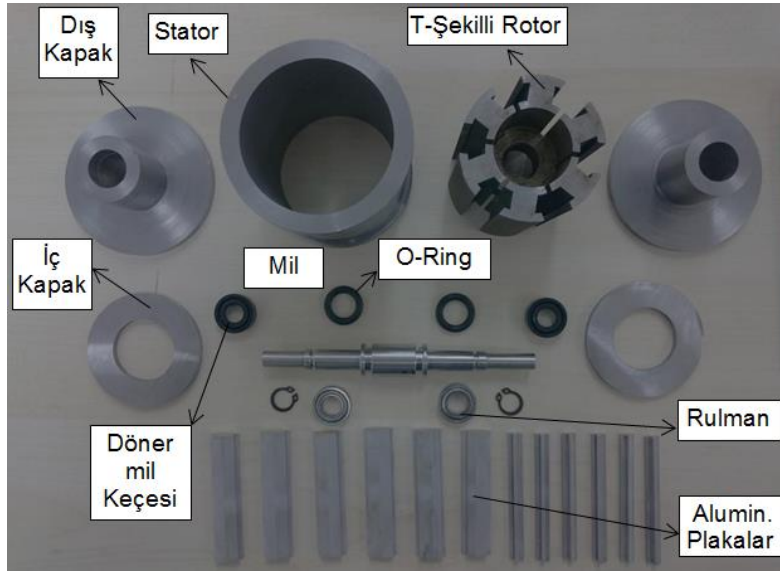
sonucu vermektedir) sertliği değiştirilebilir eyleyiciye bir sonraki bölümde anlatılacağı gibi adapte edilmiştir.



Şekil 3.49. Stator sarımlı - çok kutuplu - MR fren parça imalatı



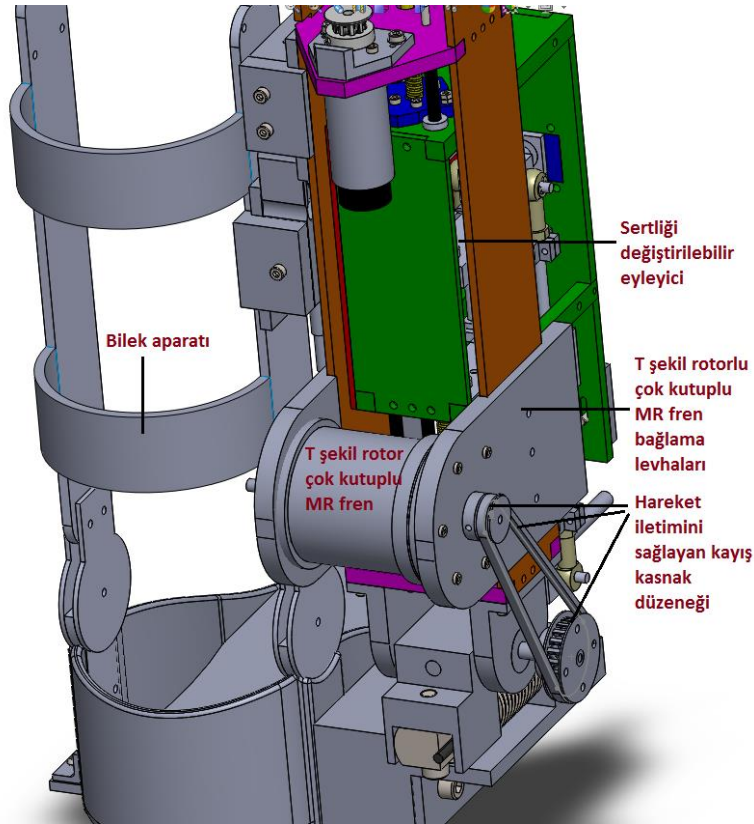
Şekil 3.50. Rotor sarımlı - çok kutuplu - MR fren parça imalatı



Şekil 3.51. T-şekilli rotor - çok kutuplu - MR fren parça imalatı

3.2.1.10. MR Frenin Alt Uzuv Dış İskelet Robotun Sertliği Değiştirilebilir Eyleyicisine Montajı

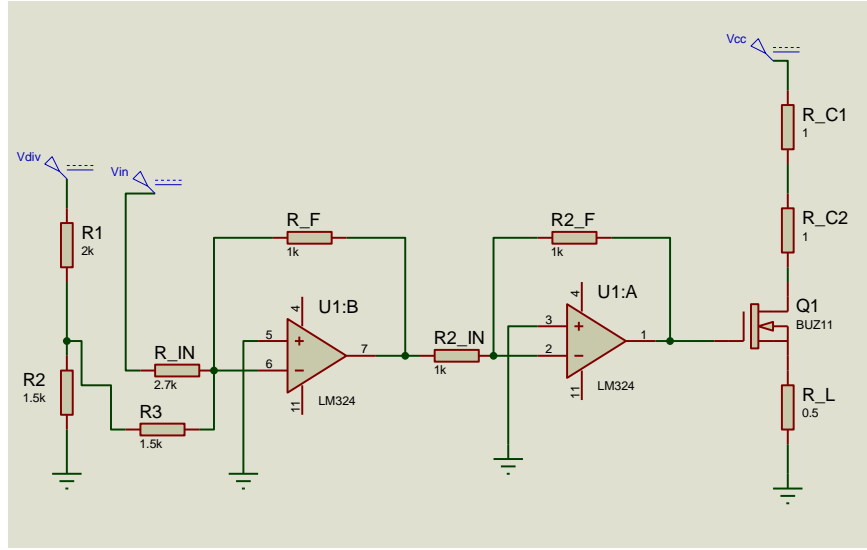
MR fren, sertliği değiştirilebilir eyleyiciye Şekil 3.52'de verildiği gibi montajlanmıştır. Sertliği değiştirilebilir eyleyici, bir yürüyüş döngüsü içerisinde değişken sertlik değerlerini anlık olarak elde ederken, durma ve kalkma anlarında oluşan titreşimlere veya diğer dış bozucu etkilere maruz kalmaktadır. Bu titreşim ve darbe kuvvetlerinin sistemi olumsuz etkilememesi için yok edilmesi gerekmektedir. Sertliği değiştirilebilir eyleyici ile interaktif bir şekilde çalışan MR fren, bu darbe ve titreşimlerin yine anlık olarak insan hareketine göre sönümlenmesine olanak vermektedir. Ayrıca eklemlerde gerekli tork değerine MR fren ile ulaşabilmek adına, MR fren çıkış milinden alınacak nominal tork, 1/3 oranında bir kayış kasnak düzeneği yardımıyla arttırılmaktadır.



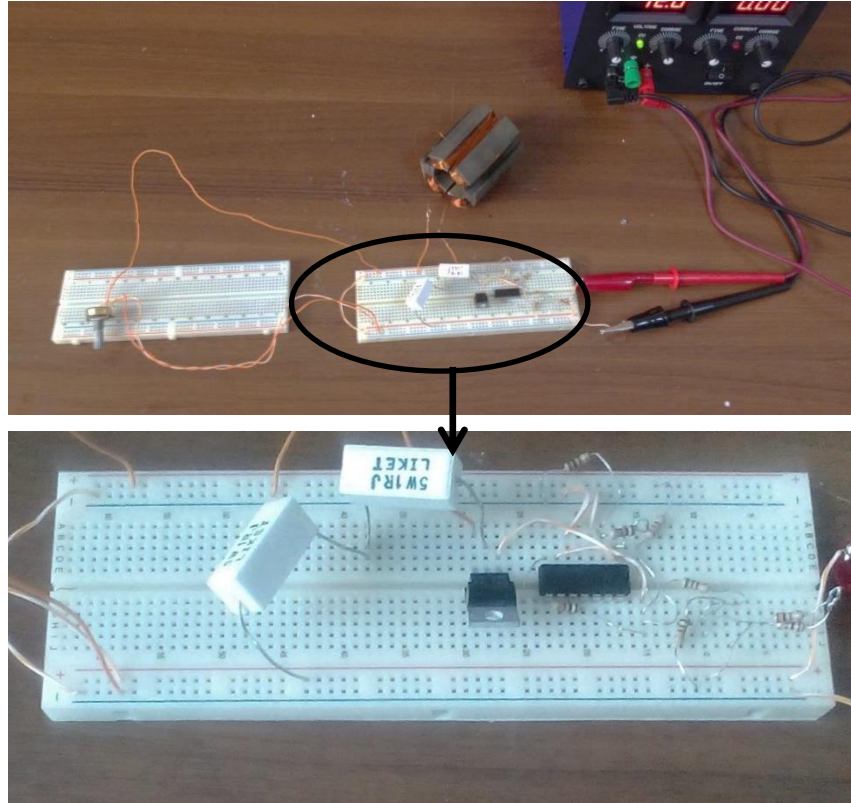
Şekil 3.52. MR frenin sertliği değiştirilebilir dış iskelet robota montajı

3.2.1.11. MR Fren İçin Akım Düzenleyici Sürücü Kart Tasarımı

Geliştirilen MR fren için farklı tork değerlerinin elde edilmesinde sarımlara uygulanan akımın 0-2 A arasında düzenlenebilmesi gerekmektedir. Proje kapsamında bu amaçla bir akım düzenleyici devre tasarlanmıştır. Bu devrenin tasarımında Proteus devre tasarımı programı kullanılmıştır. Tasarlanan devre daha sonra bir breadbord üzerinde gerekli devre elemanları kullanılarak yapılmıştır. Proteus devre tasarım şeması ve tasarımın breadboard üzerinde kurulumu Şekil 3.53 ve 3.54’de verilmiştir. Bu devre 0-10 Volt arasındaki giriş gerilimini (V_{in}), yük üzerinde 0-2 Amper olacak şekilde lineer olarak bölen elektronik bir devredir.



Şekil 3.53. Akım regülatörü devre şeması



Şekil 3.54. Akım regülatörü devresi breadboard devresi üzerinde uygulaması

3.2.2. Dış İskelet Robotun Her Eklemi İçin MR Frenin Kompakt Versiyonunun Tasarımı Ve Üretimi

Dış iskelet robotun ayak bileği eklemine adapte edilen T şekilli rotorlu MR fren prototipi literatürdeki MR fren tasarımları arasında iyi özelliklere sahip özgün bir tasarım olarak ortaya konulmuştu. Ekleme adaptasyonun başarılı bir şekilde gerçekleştirilmesini takiben şu belirtilmelidir ki, alt uzuv dış iskelet robot eklemine kullanılması söz konusu olan bir MR frenin;

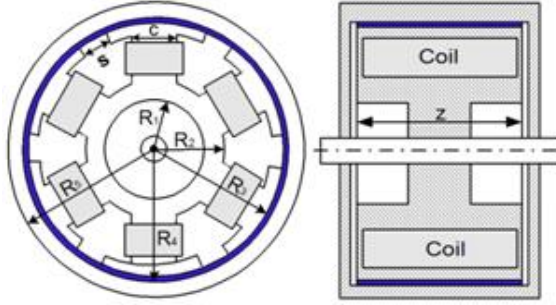
- Oldukça hafif olması
- Kompakt olması
- İmalat açısından kolay üretilebilir olması
- İçyapısı bağlamında kolay montajlanabilir ve oluşacak bir soruna karşı kolay bakım yapılabilir/tamir edilebilir olması
- Tüm özellikler çerçevesinde dış iskelet robot eklemine gerektirdiği sönüm torkunu çıktı olarak verebilmesi gerekmektedir.

Bütün bu gereksinimler göz önüne alındığında, tasarımı, üretimi, denetimi yapılan ve robot eklemine adaptasyonu gerçekleştirilen T şekilli rotorlu MR frenin bazı özellikleri ile üstün bir tasarım olsa da kompaktlık gibi özellikleri karşılayamamaktadır. T şekilli rotorlu tasarım, içyapısı ve çalışma mantığı itibarıyla daha küçük boyutlara indirgenemeyecek kadar karmaşık bir prensibe sahiptir. Ayrıca T şekil verilmiş rotorun imal edilmesi hem uzun zaman almakta hem de pahalıya mal olmaktadır. Öte yandan, T şekilli rotor üzerine sıvıyı aktive etmek için gereken manyetik alan kaynağı olan tel sarımı yapma işlemi de oldukça zordur ve zaman kaybına neden olmaktadır. Bütün bu nedenlere dayanarak daha basit yapılı, imalatı, üretimi ve montajlanması daha kolay, fakat dış iskelet robot eklemine gerekli olan tork değerini verebilecek bir tasarım üzerinde çalışılmıştır. Sonuç olarak T şekilli rotorlu tasarımın dezavantajlarını ortadan kaldırmak için onunla aynı tork değerini verebilen rotor sarımlı çok kutuplu yapıda karar kılınmıştır. Bu yapı ile gerekli tork değerini elde edebilmek için, çok daha kompakt boyutlarda rotor sarım 4 kutuplu 225 sarımlı tasarım ile rotor sarım 6 kutuplu 150 sarımlı tasarım arasında karşılaştırma yapılmış ve hangisinin kullanılacağına bu karşılaştırmadan sonra karar verilmiştir.

3.2.2.1. Kutuplu Ve 6 Kutuplu Rotor Sarımlı Tasarımların Karşılaştırılması

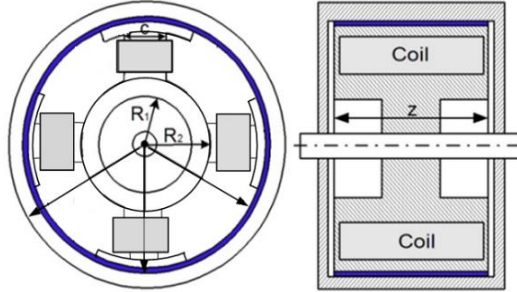
Şekil 3.55 ve 3.56'da 6 ve 4 kutuplu rotor sarımlı tasarımlara ait tasarım parametreleri ve içyapıları gösterilmiştir.

Parametreler	Tanım
Rotor kalınlığı	$t_r = R_2 - R_1$
Rotor yarıçapı	$R_r = R_3$
Stator kalınlığı	$t_s = R_5 - R_4$
Stator yarıçapı	$R_s = R_5$
MR sıvı boşluğu	$g = R_4 - R_3$
Slot	s
Çekirdek kalınlığı	c
Rotor/stator uzun	z



Şekil 3.55. 6 kutuplu rotor sarımlı tasarıma ait Tasarım parametreleri ve içyapı konsepti

Parametreler	Tanım
Rotor kalınlığı	$t_r = R_2 - R_1$
Rotor yarıçapı	$R_r = R_3$
Stator kalınlığı	$t_s = R_5 - R_4$
Stator yarıçapı	$R_s = R_5$
MR sıvı boşluğu	$g = R_4 - R_3$
Slot	s
Çekirdek kalınlığı	c
Rotor/stator uzun	z



Şekil 3.56. 4 kutuplu rotor sarımlı tasarıma ait tasarım parametreleri ve içyapı konsepti

Şekil 3.56'daki geometrik parametrelere ek olarak çok kutuplu yapılardaki diğer önemli parametre kutup (sarım) sayısı olmaktadır. Normal şartlar altında kutup sayısının artması, yeni bir manyetik akı döngüsü oluşturduğu ve bu da yeni döngüyle MR sıvının aktive edilmemiş kısmının da aktive edileceği anlamı taşıdığı için, çıkış torkunu arttırmaktadır. Shiao (2015) tarafından 4, 6 ve 10 kutuplu aynı sarım sayısına sahip MR frenler arasında bir karşılaştırma

çalışması yapılmıştır. Bu çalışma sonucunda kutup sayısının artmasıyla torkun da arttığı ortaya konulmuştur.

Ancak, kutup sayısının artmasıyla birlikte sarım için gereken MR sıvı iç boşluğu azaltılarak sarım tellerine ayrılması gereken yer kısıtlanmış olup, bu durum sarımda probleme, sarımın da istenen sayıda yapılamamasına neden olmaktadır. Özellikle sınırlı bir hacmin olduğu bu yapıda ve kompakt bir tasarımın gerekli olduğu uygulamalarda kutup sayısının arttırılması iç boşluğu ortadan kaldırarak sarım yapılmasına açık bir engel teşkil etmektedir.

Bu nedenlerden dolayı, rotor sarımlı olmak üzere 4 kutuplu 225 sarımlı tasarım ve 6 kutuplu 150 sarımlı tasarım karşılaştırılmıştır. Sarım sayıları toplam elektriksel direncin aynı olması açısından seçilmiş olup, güç tüketimleri de aynı olmaktadır. Ayrıca, her iki tasarımın da dış çap ölçüleri ve MR sıvı yarıçapı değerleri aynı alınmıştır. Bundan başka her iki tasarıma ait sabit parametreler Tablo 3.6'da verilmiştir.

Tablo 3.6. 4 kutup ve 6 kutup yapıların sabit geometrik parametreleri

4-Kutup (mm)	$t_s=5$	$t_r=5$	$s=7$	$c=7$	$R_s=27$	$R_r=21.5$
6-Kutup (mm)	$t_s=5$	$t_r=5$	$s=7$	$c=7$	$R_s=27$	$R_r=21.5$

3.2.2.2. Analitik Modelleme

T şekilli rotorlu ve diğer 2 MR fren tasarımındaki matematiksel modelleme burada da işlenmiştir;

$$T = T_{\text{field}} + T_{\text{viscous}} + T_{\text{fr}} \quad (3.46)$$

Denklem 3.46'da MR fren sönümlleme toplam tork denklemi verilmiştir. MR fren toplam torkunu en çok etkileyen terim aşikâr bir şekilde alan-tork bileşeni olduğu için, MR sıvı alanı üzerinde bir yüzey integrasyonu işlemi gerçekleştirilerek bulunan MR fren alan torku da denklem (3.47)'deki gibi ifade edilmektedir;

$$T_{\text{field}} = R_{\text{MR}}^2 \int_0^z \int_0^{2\pi} \tau_y \, d\theta dz \quad (3.47)$$

θ , z ve R_{MR} sırasıyla açısal pozisyon, MR fren genişliği ve MR sıvı yarıçapıdır. Hassas bir tork hesaplaması için literatürde yaygın olarak sonlu elemanlar analizi metodu (FEA) tercih edilmiştir. Bu yüzden alan torkunu hesaplamak için (3.46) ve (3.47) denklemleri ihtiva edilmiş halde ANSYS® Maxwell manyetik analiz programı kullanılmıştır.

3.2.2.3. Simülasyon Ve Optimizasyon

Bu kısımda, manyetik sonlu elemanlar analizi vasıtasıyla elde edilen simülasyonlar uygulanarak, manyetik alan şiddeti ve yoğunluğu, ilgili kesit alanında araştırılmıştır. Elde edilen optimum geometrik değerler Tablo 3.8’de ortaya konulmuştur. Manyetik sonlu elemanlar analizinin yürütülmesi ANSYS® Maxwell ortamında gerçekleştirilmiştir.

Bazı geometrik parametreler çıkış frenleme torkunu önemli ölçüde etkilemektedir. Bu yüzden, bu parametrelerin manyetik analiz sonuçlarına varmadan önce optimize edilmesi gerekmektedir. Bu parametreler rotor kalınlığı (t_r), stator kalınlığı (t_s), kutuplar arası boşluk mesafesi s , ve çekirdek kalınlığı c olup, bu parametreler Şekil 3.55 ve 3.56’da gösterilmiştir. Optimize edilen bu parametrelerin optimizasyon aralığı ise Tablo 3.7’de verilmiştir.

Tablo 3. 7. Her iki tasarım için optimize edilecek parametrelerin optimizasyon aralığı

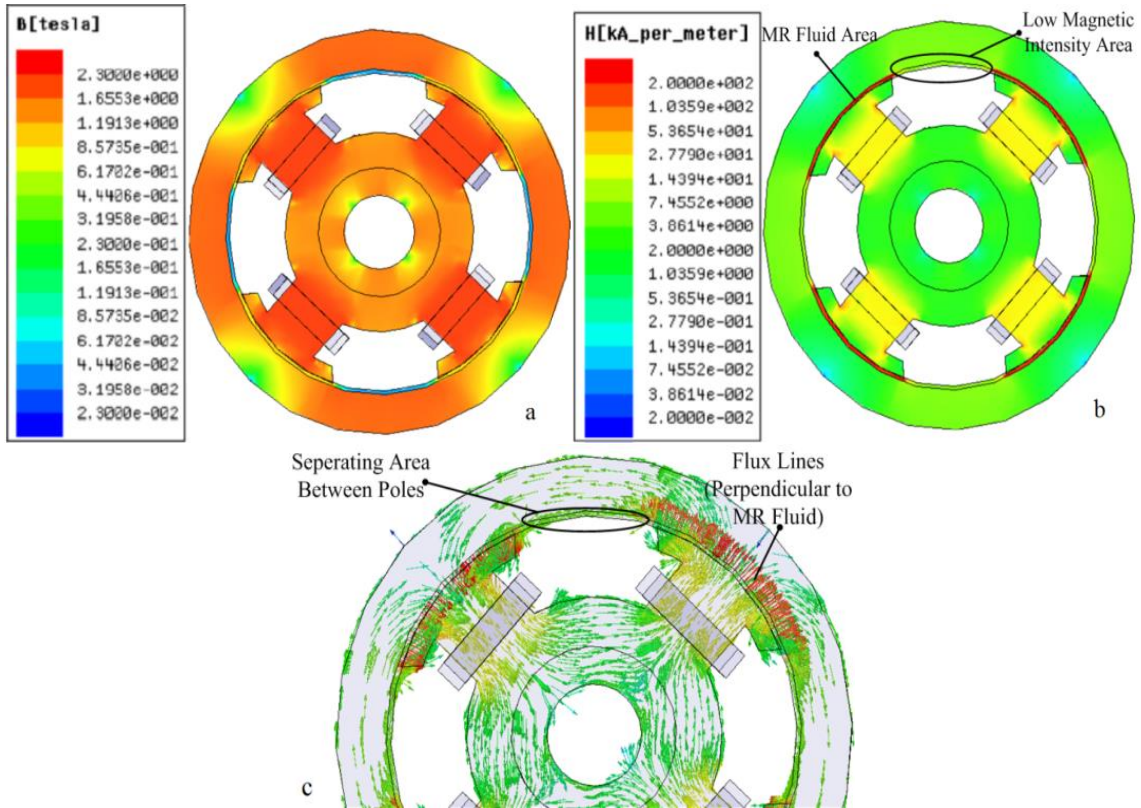
4-Kutup	6-Kutup
$\min[t_s, t_r, s, c] = [3, 3, 5, 5]$	$\min[t_s, t_r, s, c] = [3, 3, 5, 5]$
$\max[t_s, t_r, s, c] = [6, 6, 9, 9]$	$\max[t_s, t_r, s, c] = [6, 6, 18, 9]$

Optimizasyon süreci için yine ANSYS® Maxwell programı dahilindeki optimizasyon aracı kullanılmıştır. Bu araç vasıtasıyla SNLP (Sequential Nonlinear Programming) optimizasyon metodu kullanılarak, değerler 100 iterasyon sonucunda optimum boyutlara çekilmiştir. Söz konusu parametrelerin 100 iterasyon sonucunda, parametrelerin optimuma çekilen yeni değerleri Tablo 3.8’de verilmiştir.

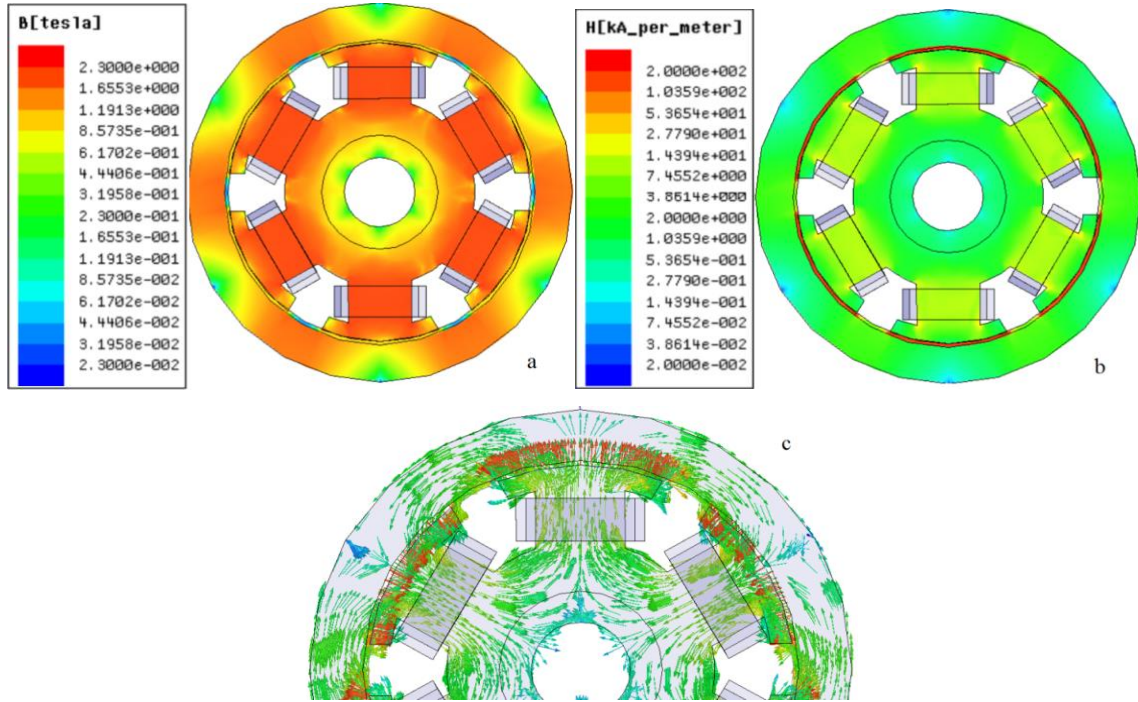
Tablo 3. 8. Optimum parametre değerleri

4-Kutup	6-Kutup
$\text{opt}[t_s, t_r, s, c] = [5.5, 5, 15, 9]$	$\text{opt}[t_s, t_r, s, c] = [5.5, 5.5, 5.5, 9]$

Optimizasyon işleminde 1 A akım uygulandığında maksimum frenleme torkunu veren 4 kutuplu ve 6 kutuplu her iki tasarım için, Şekil 3.57 ve 3.58'deki manyetik sonlu elemanlar analiz haritaları elde edilmiştir. Şekil 3.57a-b ve 3.58a-b'deki grafikler manyetik alan yoğunluğunu ve şiddetini ifade ederken, Şekil 3.57c grafiği 4 kutuplu yapı için manyetik akı çevrimlerini vektörel bir formda ifade etmektedir. Şekil 3.58 6 kutuplu yapı için benzer sonuçları vermektedir.



Şekil 3.57. 4 Kutuplu yapı için (a) Manyetik alan yoğunluğu (b) Manyetik alan şiddeti (c) Manyetik alan vektörü

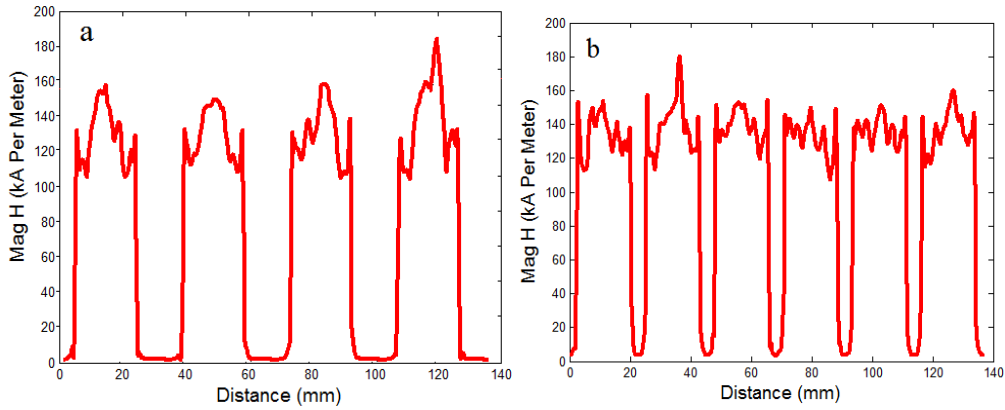


Şekil 3.58. 6 Kutuplu yapı için (a) Manyetik alan yoğunluğu (b) Manyetik alan şiddeti (c) Manyetik alan vektörü

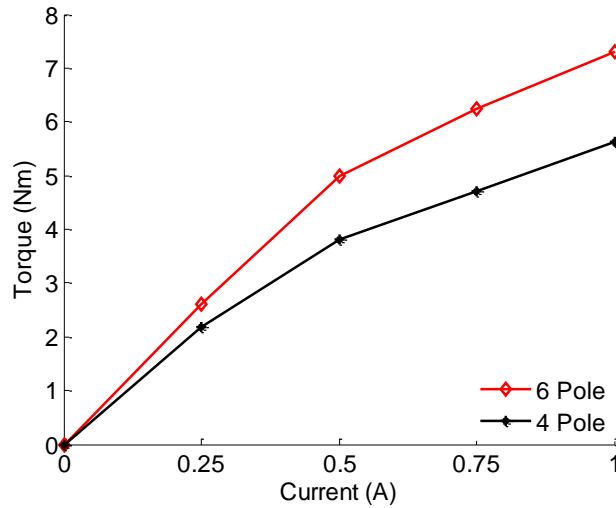
Şekil 3.57a ve b'den anlaşıldığı gibi, 4 kutuplu tasarım 1 Amper akım altında doyuma ulaşmaya daha yakinken, Şekil 3.58'de görüldüğü gibi, aynı akım değerinde 6 kutuplu yapının doyumdan uzak olduğunu göstermektedir. Bunun sebebi 4 kutuplu 225'er sarım sayılı tasarımın manyetomotor kuvvetinin 6 kutuplu 150'şer sarımlı tasarımdan daha fazla olmasıdır. Bunun yanında Şekil 3.57b ve 3.58b'de görüldüğü üzere, MR sıvının kutup başlarının hemen altında kalan bölgeleri nüve çekirdeğinin merkezine en yakın bölgeler olduğundan en yüksek manyetik alan içeren bölgelerdir. Sonuç olarak Şekil 3.57c ve 3.58c grafikleri, manyetik akının MR sıvıya dik bir şekilde girip sıvıyı aktive ederek sıvı boyunca böyle ilerlediğini, daha sonra da kutup başını dolanarak bitişikteki kutba girdiğini, dolayısıyla çevrimi tamamlamak suretiyle manyetik analizin doğru olduğunu kanıtlamaktadır.

Manyetik alan grafiklerine ek olarak her iki tasarım için manyetik alan şiddetinin MR sıvı daire uzunluğu boyunca karakteristiği Şekil 3.59'da görülmektedir. Çizimler incelendiğinde en yüksek (tepe) bölgelerindeki manyetik alan şiddeti değerleri, 4 ve 6 kutuplu yapılarda kutup sayısı farklı olsa da benzer çıkmaktadır ve çizim karakteristiğinde büyük farklar oluşmamıştır. Şekilden de anlaşıldığı gibi, 6 kutuplu tasarıma ait çizimde 6 adet tepe, diğerinde ise 4 adet tepe

oluşmaktadır. Bu davranış 6 kutuplu yapının MR sıvıyı daha fazla aktifleştirebildiğini, dolayısıyla daha fazla frenleme torku elde edebileceğini işaret etmektedir. Bu açıdan bakıldığında sonuç olarak, 4 ve 6 kutuplu rotor sarımlı MR fren yapılarının ulaşabildiği tork değerleri de ANSYS® Maxwell FEA sonlu elemanlar aracı vasıtasıyla akımın bir fonksiyonu olarak Şekil 3.59’da ortaya konulmuştur. Şekil 3.60’da açıkça belirtildiği üzere, 4 kutuplu tasarımın maksimum tork çıktısı 5.5 Nm, 6 kutuplu tasarımın ise 7.5 Nm olarak ölçülmüştür. Her iki tasarım da aynı dirence sahip olması dolayısıyla, (4 kutup x 225 sarım=6 kutup x 150 sarım=900 sarım) aynı akım besleme değerinde (1 Amper) aynı güç tüketimine sahiptirler. Diğer bir değişle, 6 kutuplu tasarım aynı tork değerinde daha az güç tüketmektedir.



Şekil 3.59. Manyetik alan şiddeti karakteristiği (a) 4 kutuplu tasarım (b) 6 kutuplu tasarım

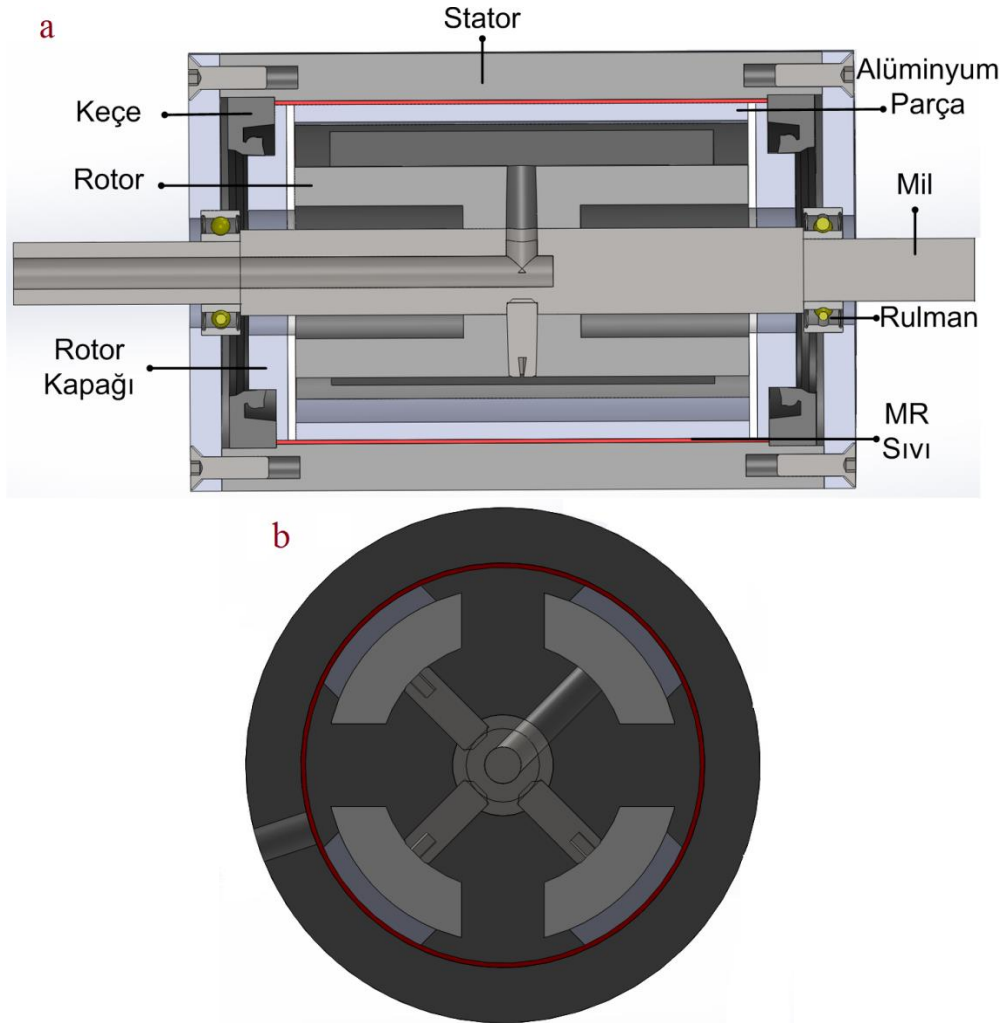


Şekil 3.60. 4 kutuplu tasarım ve 6 kutuplu tasarım için Tork akım grafiği

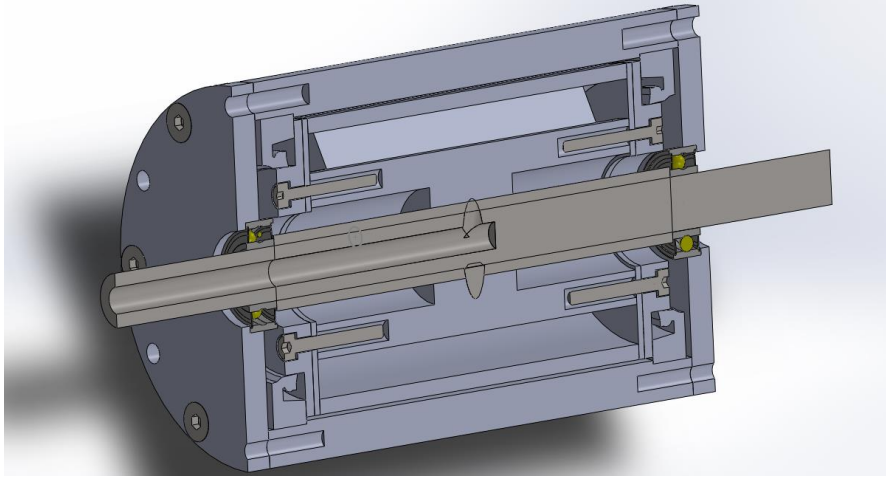
Sonuç olarak, 6 kutuplu tasarım çok büyük oranlarda tork artışı sağlamaması, bobin telini sarmak için yeterli iç boşluğa sahip olamaması ve montajının zor olması nedeniyle tercih edilmemiştir. Bunun yerine 4 kutuplu rotor sarımlı MR fren, alt uzuv dış iskelet robot eklemlerinde değişken empedanslı yapıyı gerçeklemek için seçilmiştir. Bu yapıya dair analiz, modelleme, simülasyon ve optimizasyon çalışmaları yürütülerek tasarım, maksimum tork çıktısını sağlayacak şekilde boyutlandırılmıştır.

3.2.2.4. 4 Kutuplu Üretilen Prototipe Ait Ayrıntılar Ve T-Şekil Rotorlu Çok Kutuplu Tasarımla Karşılaştırılması

Aşağıda prototip üretiminin detayları verilen 4 kutuplu MR fren tasarımından 6 adet üretilmiştir.



Şekil 3.61. 4 kutuplu tasarım orta kesit görünümü (a) Önden ve (b) Yandan



Şekil 3.62. 4 kutuplu tasarım 3D kesit çizim görünümü (katı modeli)

Şekil 3.61 ve detaylı olarak Şekil 3.62’de verilmiş olan 4 kutuplu MR damper tasarımında, iki adet fatura bırakılmış mil, rotor çapı kadar boya sahip pim ile boydan boya bağlanmıştır. Böylece mil ve rotorun birlikte dönüşü sağlanmıştır. Damper milleri manyetik akının sızması için paslanmaz çelikten imal edilmiştir. Mil ve rotor bağlantısı verilen ölçülere uygun biçimde yapılmıştır. Rotorun pim ve vida delikleri kutuplar arasındaki boşluklarda bulunduğu için sarım, balans düzgünlüğü ve montaja engel bir durum meydana gelmemektedir. Rulmanlar stator kapaklarının yarısı dışarda kalacak şekilde içerisine geçirilerek, bir taraftan stator kapağı içerisindeki faturayla, diğer taraftan mile bırakılan fatura ile emniyete alınmıştır. Rotorun statora giydirilmesine takiben contalar ve rotor kapakları civata bağlantısı ile rotora montajlanmıştır. Rotor kapakları üzerindeki kalın faturaya keçeler geçirilerek, MR sıvı boşluğundan meydana gelebilecek sızıntılar engellemiştir. Geliştirilmiş olan 4 kutuplu tasarımda dış çap 56 mm tutulmuştur. Boyutsal niceliğinin yanı sıra ağırlık olarak da bu noktada iyi bir kazanım söz konusudur. Bu durumu somutlaştırmak adına 4 kutuplu tasarıma ait tork/hacim oranı ve dış çap ölçüleri Tablo 3.9’da sunulmuştur. Tork hacim oranı, MR frenlerde performans kriteri olarak değerlendirilmektedir.

Tablo 3.9. Kutuplu rotor sarım MR fren dış çap ölçüleri ve tork performans kriter değeri

Parametre	4-Kutuplu yapı
Dış Çap	56 mm
Uzunluk	85 mm
Tork Hacim oranı	6.567

Üretilen 4 kutuplu MR fren parçalarının montajdan önceki ve montaj yapıldıktan sonraki durumları Şekil 3.63'te ve Şekil 3.64 ve 3.65'te sırasıyla verilmiştir. MR frenin kontrol edilmesi için gereken sürücü devre şemasını ve imal edilen sürücü kartı ise Şekil 3.66'da gösterilmiştir.



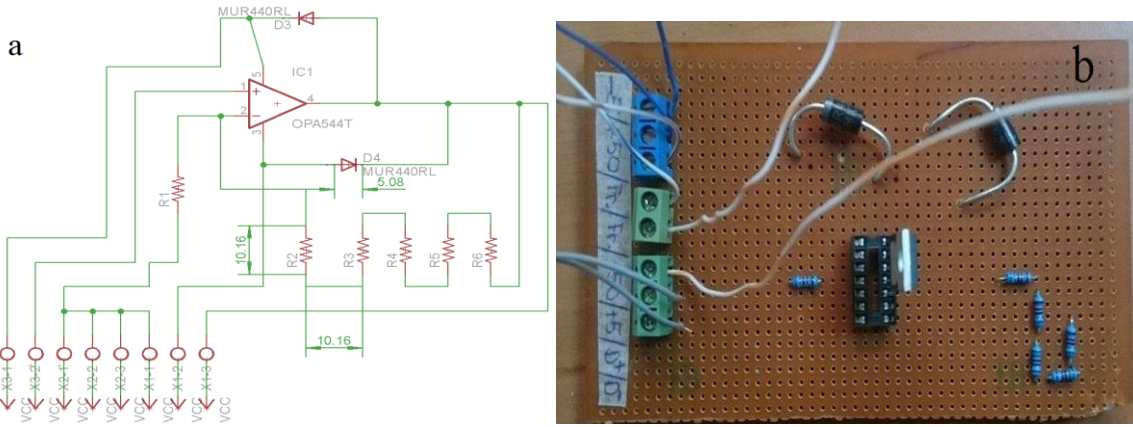
Şekil 3.63. 4 kutuplu MR fren parçaları montaj öncesi görünümü



Şekil 3.64. 6 adet üretilen 4 kutuplu MR frenlerin montaj sonrası kullanıma hazır görünümleri

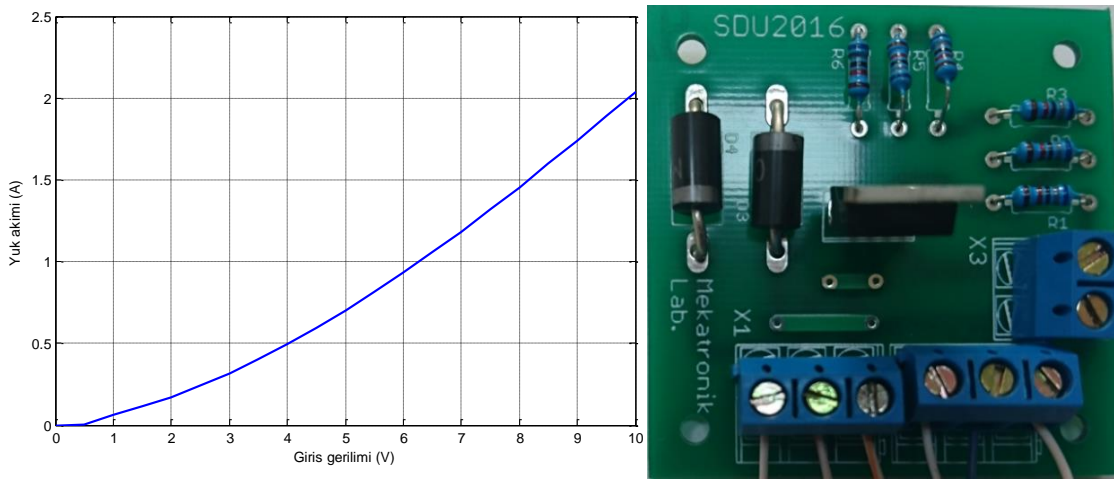


Şekil 3.65. 4 kutuplu MR frenlerin montaj sonrası kullanıma hazır görünümleri



Şekil 3.66. MR fren (a) Sürücü devre şeması (b) İmal edilen sürücü kartı

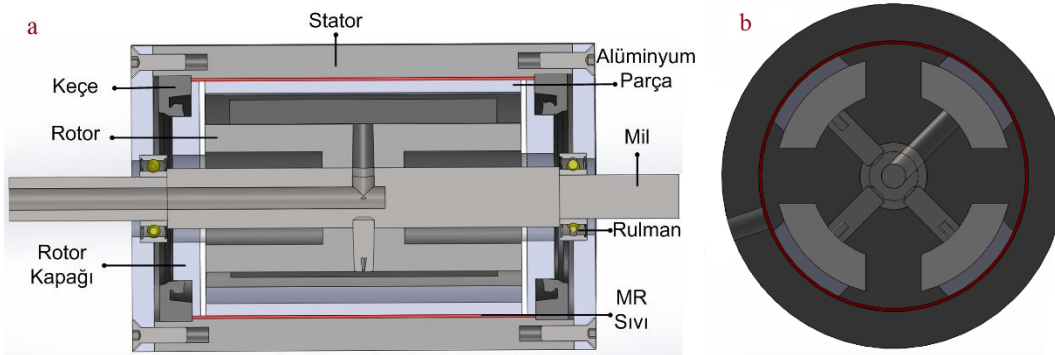
Manuel olarak uygulanan devrenin satış amaçlı profesyonel hale getirilmiş hali de Şekil 3.67’de gösterilmiştir. İkinci kısım mosfet kullanılarak tasarlanan, bir yükselteç devresidir. Mosfetler kapısı üzerinden çok küçük akım geçirdiğinden, lineer çalışma bölgesinde yüksek kazanç sağlamaktadır. Bu özelliğinden dolayı bu devrede BUZ11 tipi bir mosfet kullanılmıştır. İkinci kısmın giriş gerilimleri 2.18V ile 5.88V arasında değişerek 0.5 ohm’luk yük direnci üzerindeki akımın 0 ile 1 Amper arasında lineer olarak değişmesi sağlanmıştır. Bu elektronik devrenin giriş gerilimine (V_{in}) karşılık yük üzerindeki akım (I_L) karakteristiği incelendiğinde Şekil 3.67 a’daki grafik elde edilmiştir. Bu bilgilere dayanarak MR damper sürücü devresinin profesyonel hali Şekil 3.67’de verilmiştir.



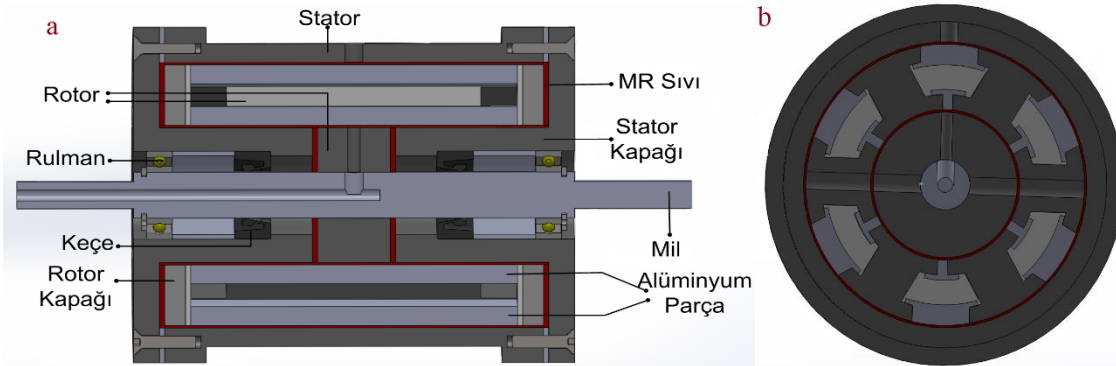
Şekil 3.67. (a) Akım regülatörü karakteristiği (b) profesyonel üretim devre

3.2.2.5. 4 Kutuplu Rotor Sarımlı Kompakt Tasarım İle T Şekli Rotorlu Tasarımın Karşılaştırılması

Tasarımı, modellemesi, analizi ve optimizasyonu yapılarak, imalatı gerçekleştirilen 4 kutuplu rotor sarımlı MR frenin kesit görünüşü Şekil 3.68’de, bir önceki tasarım olan prototip T şekilli rotorlu MR frenin kesit görünüşü Şekil 3.69’da verilmiştir. Şekildeki kesit görünüşler incelendiğinde, öncelikle T şekilli prototipin içyapı itibariyle karmaşık oluşu, dolayısıyla sarım işlemi, montaj ve maliyet noktalarında ciddi dezavantajlara sahip olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 3.68. 4 kutuplu tasarım orta kesit (a) Önden ve (b) Yandan görünümü



Şekil 3.69. T şekil rotorlu tasarım orta kesit (a) Önden ve (b) Yandan görünümü

Şekillerden anlaşıldığı üzere, 4 kutuplu yapı daha basit montaj kabiliyetine ve sarım mekanizmasına sahiptir. Ayrıca ilk prototip tasarım olan T şekilli rotorlu MR frenin dış çap ölçüsü 72 mm ve uzunluğu 85 mm iken, yeni geliştirilmiş kompakt 4 kutuplu tasarımın dış çapı 56 mm’ye kadar düşürülmüştür. Dış iskelet robot alt uzuv eklemlerinde kullanılacağı düşünüldüğünde, boyutsal anlamın yanı sıra ağırlık olarak da bu noktada iyi bir kazanım söz

konusudur. Bu durumu daha da anlamlandırmak adına, T şekilli tasarım ve 4 kutuplu tasarıma ait tork/hacim oranları ve dış çap ölçüleri Tablo 3.10'da sunulmuştur.

Tablo 3. 10. T şekil rotorlu ve 4 kutuplu kompakt MR fren tasarımlarının özellikleri

Parametre	4-Kutuplu yapı	T şekil rotorlu prototip
Dış Çap	56 mm	72 mm
Uzunluk	85 mm	85 mm
Tork Hacim oranı	6.567	10.835

Alt uzuv eklemlerinde kullanılması öngörülmüş T şekil rotorlu tasarım, 4 kutuplu tasarıma göre oldukça hantal kalmaktadır. T şekil rotorlu tasarımda bobin sarımları esnasında karşılaşılan çok küçük bir alanda düzgün sarım yapabilme zorunluluğu, zaman kaybına ve iş gücü sarfiyatına sebep olmaktadır. 4 kutuplu tasarımın montajında ise, gerek sarım esnasında gerekse dış parçaların montajı sırasında ne aşırı zaman kaybı ne de aşırı iş gücü gerektiren durumlar ortaya çıkmamaktadır. Ayrıca tamir edilmesi gereken bir durum olduğunda, 4 kutuplu tasarım bu noktada avantaj sağlamaktadır.

3.3. Dış İskelet Robot Simülasyon Modelinin Kurulması

Bu bölüm, insan alt uzuv iskeletinin çalışma prensibi temel alınarak elde edilen dataların SimMechanics® ortamında modellenmesini içermektedir. Dış iskelet robot kontrol algoritmalarının sanal ortamda sürülebilmesi için, çalışır durumda bir alt uzuv dış iskelet modeline ihtiyacımız vardır. Bu dış iskelet modelin direkt olarak MATLAB® SimMechanics'de kurulması oldukça zor olup bir hayli zaman almaktadır. Bu yüzden Geyer (2010) tarafından ortaya koyulmuş olan SimMechanics® 2D yürüyen insan modeli, çalışmanın başlangıç aşamasında bize ön ayak olmuştur. Bu model üzerinde dış iskelet robot çalışmalarının sürdürülebilmesi için bazı modifikasyonlar yapılmıştır. Öncelikli olarak bu insan modeli iki ayak, iki alt ekstremité ve bir gövdeden oluşan 7 parça ana uzuvlardan oluşmaktadır. Bu modeli kurmaya başlamak için, ilk adım olarak zemin (ground) bloğu insan modelinin sol ayak-ucuna yerleştirilmiş olup, tüm insan modeli bu sol ayak-ucundaki zemin bloğundan itibaren kurulmaya başlanmıştır. Sırasıyla; sol ayak-ucu, sol ayak bileği ve sol topuk, sol ayak uzvunu temsil etmektedir. Sol ayaktan başlayarak sırasıyla, sol baldır, sol uyluk, gövde, sağ uyluk, sağ baldır ve son olarak da sağ ayak uzuvları ile insan modelinin sanal ortamda modellenmesi

tamamlanmıştır. İnsan modelini oluşturan tüm bu uzuvlar birbirlerine istenilen serbestlik derecelerine göre farklı mafsallar ile bağlanmıştır. Hangi mafsalin hangi ekleme yerleştirileceği o ekleme gelince karar verilmektedir. İnsan modelinin doğru bir şekilde çalıştığı ve yürüdüğü görüldüğünde, insan modeline giydirilecek olan dış iskelet robot modelinin kurulumuna geçilmiştir. Dış iskelet robotun tasarımında da aynı insan modelinin tasarım basamakları takip edilmiştir. İnsan modeline benzer olarak, dış iskelet robotu oluşturmak için sırasıyla; sol ayak, sol baldır, sol uyluk, gövde, sağ uyluk, sağ baldır ve son olarak da sağ ayak uzuvlarının sanal ortamda modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Dış iskelet robotu oluşturan tüm bu uzuvlar birbirlerine mafsallar vasıtası ile bağlanmış olup, bu mafsallar kullanılacak oldukları eklemlere göre farklılık göstermektedir. Bu nedenle uzuv bağlantılarında kullanılacak olan mafsal çeşidi bağlantı esnasında belirlenmiştir. Seçilen mafsalların bağlantısı yapıldıktan sonra, insan modeli ve üzerine giydirilmiş olan dış iskelet robotun nasıl hareket ettiği ve yürüme çevrimini gerçekleyip gerçeklemediğine bakılmıştır. Son olarak, yürüyen insan modeli üzerine giydirilmiş olan dış iskelet robotun hatasız bir şekilde insan modelini takip ettiğini gördükten sonra, sanal ortamda dış iskelet robot kontrol algoritmalarının test çalışması gerçekleştirilmiştir.

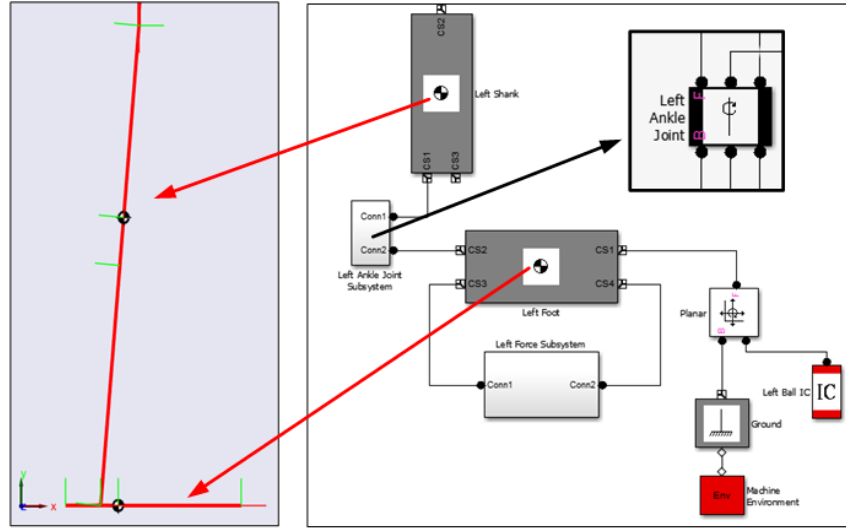
3.3.1. İnsan Modeli İçin Blok Diyagramlarının Oluşturulması

İnsan modeli parametreleri şunlardır:

- Kütle: 66.75 kg
- Boyu: 190 cm
- Ayak Boyu: 20 cm ve Kütlesi: 1.25 kg
- Baldır Boyu: 50 cm ve Kütlesi: 3.5 kg
- Uyluk Boyu: 50 cm ve Kütlesi: 8.5 kg
- Gövde Boyu: 70 cm ve Kütlesi: 53.5 kg
- Yürüme Hızı: 1 m/s

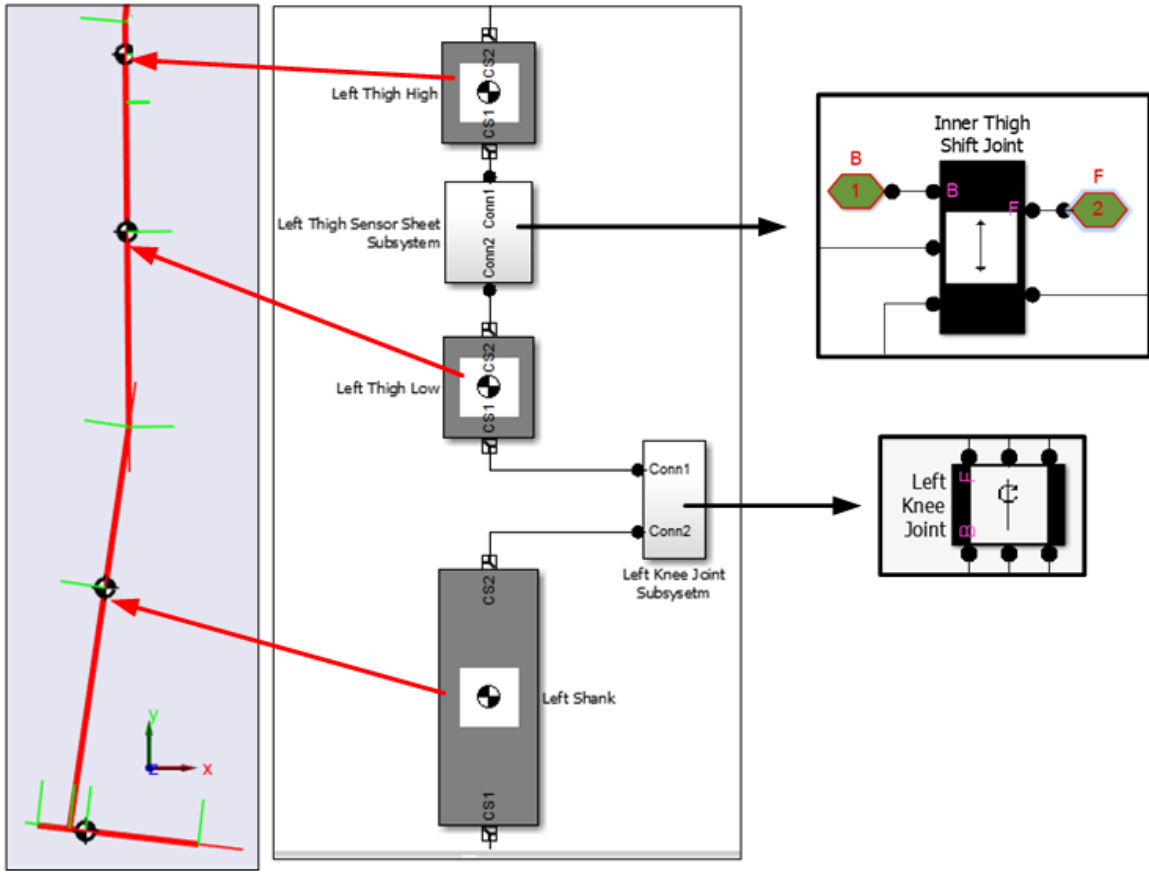
Blok diyagramları oluşturulmaya başlanırken ilk olarak zemin ile temas edecek olan sol ayak uzvu (body block) kurulmuştur. Sol ayak ile zeminin bağlantısı, z eksenini etrafında dönebilen ve xy düzleminde hareket edebilen bir mafsal (planar joint) ile sağlanmıştır. Sol ayak (body block) ile sol baldırın (body block) bağlantısı da z eksenini etrafında dönebilen mafsal (revolute joint) ile sağlanmıştır. Buna ilaveten sol ayak bileğinden açı, hız ve ivme gibi veriler okunduğu için model karmaşık bir şekle sahip olmaktadır. Bu yüzden model, karmaşıklıkları ortadan kaldırmak için alt

sistem (subsystem) haline getirilmiş olup, sade ve anlaşılır bir blok haline getirilmiştir. Ayrıca yer reaksiyon kuvvetlerini ölçmek için, sol ayak tabanına kuvvet sensörü yerleştirilmiştir. İnsan modelinin ilk aşaması olan sol ayak bileği bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu Şekil 3.70’de gösterilmiştir.



Şekil 3.70. İnsan modelinin sol ayak bileği blok diyagramı ve simülasyonu

Önceki adımda oluşturulan sol ayak bileği modelinin devamı olarak sol diz eklem modelinin kurulumu, insan modeli kurulumunun ikinci adımıdır. Burada sol baldır ile sol uyluk arası bağlantı z eksenini etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile sağlanmıştır. Aynı şekilde sol ayak bileğinde olduğu gibi, sol diz eklemi de bir alt sistem (subsystem) olarak verilmiş olup, daha sade ve anlaşılabilir bir blok diyagramı kurulmuştur. Sol diz eklemi üst kısmında bulunan uyluk uzvu, ayak ve baldırdan farklı bir şekilde tasarlanmıştır. Çünkü sağlıklı bir bireyde dengeyi sağlamak için kalça, pelvis hareketi yapmaktadır. Ancak kurulan modelde pelvis hareketi yoktur. Bunun yerine pelvis hareketi uyluk uzuvlarının uzayıp kısalmasıyla sağlanmaktadır. Yani iki adet uzuv (body block) ele alınmış ve ikisi de birbirine tek yönde hareket edebilen prizmatik mafsallık (prismatic joint) ile bağlanmıştır. Böylece iki ayrı uzuv, birbiri içinde uzayıp kısalabilen tek bir uzuv haline getirilmiştir. Prizmatik mafsallık modeli de eklenerek oluşturulan model, bir alt sistem halinde sunulmuştur. Gerçekleştirilen kurulum adımları sonucunda elde edilen sol diz eklemi blok diyagramı ve simülasyonu Şekil 3.71’de belirtilmiştir.

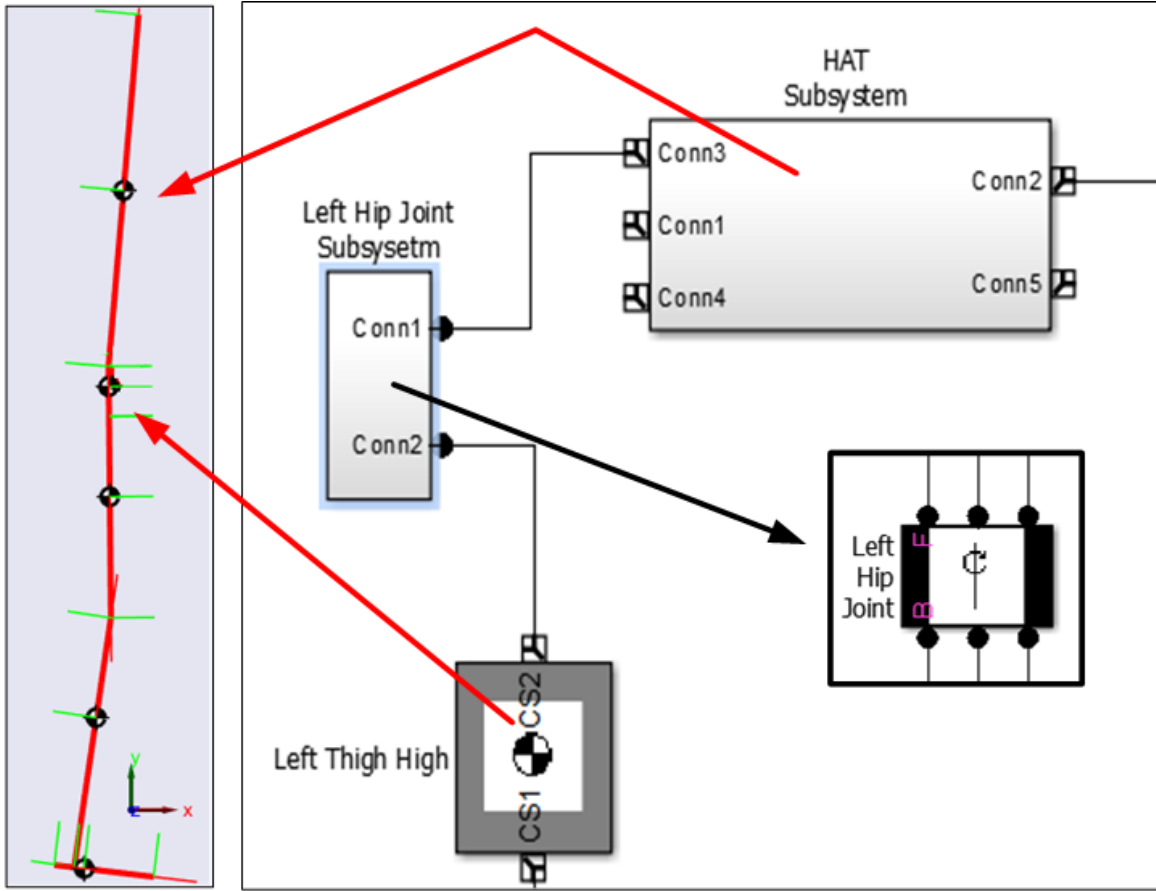


Şekil 3.71. İnsan modelinin sol diz eklemi blok diyagramı ve simülasyonu

Sol diz ekleminin kurulmasından sonra sol kalça ekleminin kurulumuna geçilmiştir. Burada sol uyluk uzvu ile gövdenin bağlantısı, z ekseni etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile sağlanmıştır. Tasarlanmış olan sol kalça eklemi blok diyagramı ve simülasyonu Şekil 3.72’de gösterilmiştir. Sol ayak bileği, sol diz eklemi ve sol kalça eklemi bağlantıları gerçekleştirildikten sonra, insan modelinin sol uzuvlarının kurulumu tamamlanmıştır. İnsan modelinin sol uzuvlarının bağlantısı gerçekleştirildikten sonra, sağ uzuvlarının kurulmasına geçilmiştir. Ancak bu geçişi gerçekleştirebilmek için, sağ ve sol uzuvlar arasında iki boyutlu bir yüzey bağlantısı kurulmuş olup, bu yüzey bağlantısı gövdeyi temsil etmektedir. Bu yüzden gövdeyi temsil edecek olan body bloğu iki boyutlu olarak tasarlanmıştır.

Bu aşamaya kadar oluşturulan uzuvların ve eklemlerin hepsi tek boyutludur ve blokların uzunlukları XY düzleminde tanımlanmıştır. Ancak oluşturulmuş olan insan modelinin gövdesi iki

boyutlu bir yüzey olarak tasarlanmış ve XY düzleminin yanı sıra YZ düzlemi de eklenerek iki boyutlu bir yapı haline getirilmiştir.

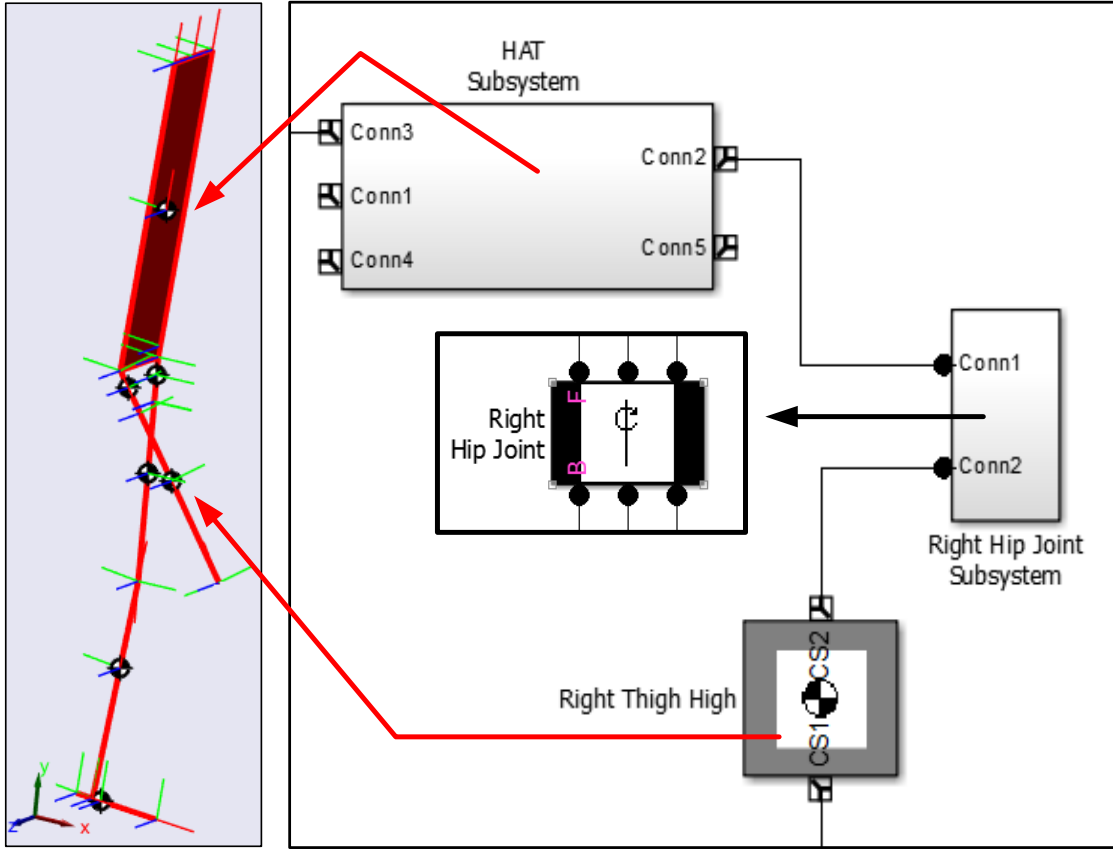


Şekil 3.72. İnsan modelinin sol kalça eklemi blok diyagramı ve simülasyonu

Gövde uzvunun kurulmasından sonra insan modelinin sol ayak, ayak bileği, baldır, diz, uyluk ve kalça bağlantıları blok diyagram olarak verilmiştir. Bu aşamaya kadar kurulmuş olan insan modeli blok diyagramı ve simülasyon görünümü Şekil 3.73'te genel hatları ile gösterilmiştir.

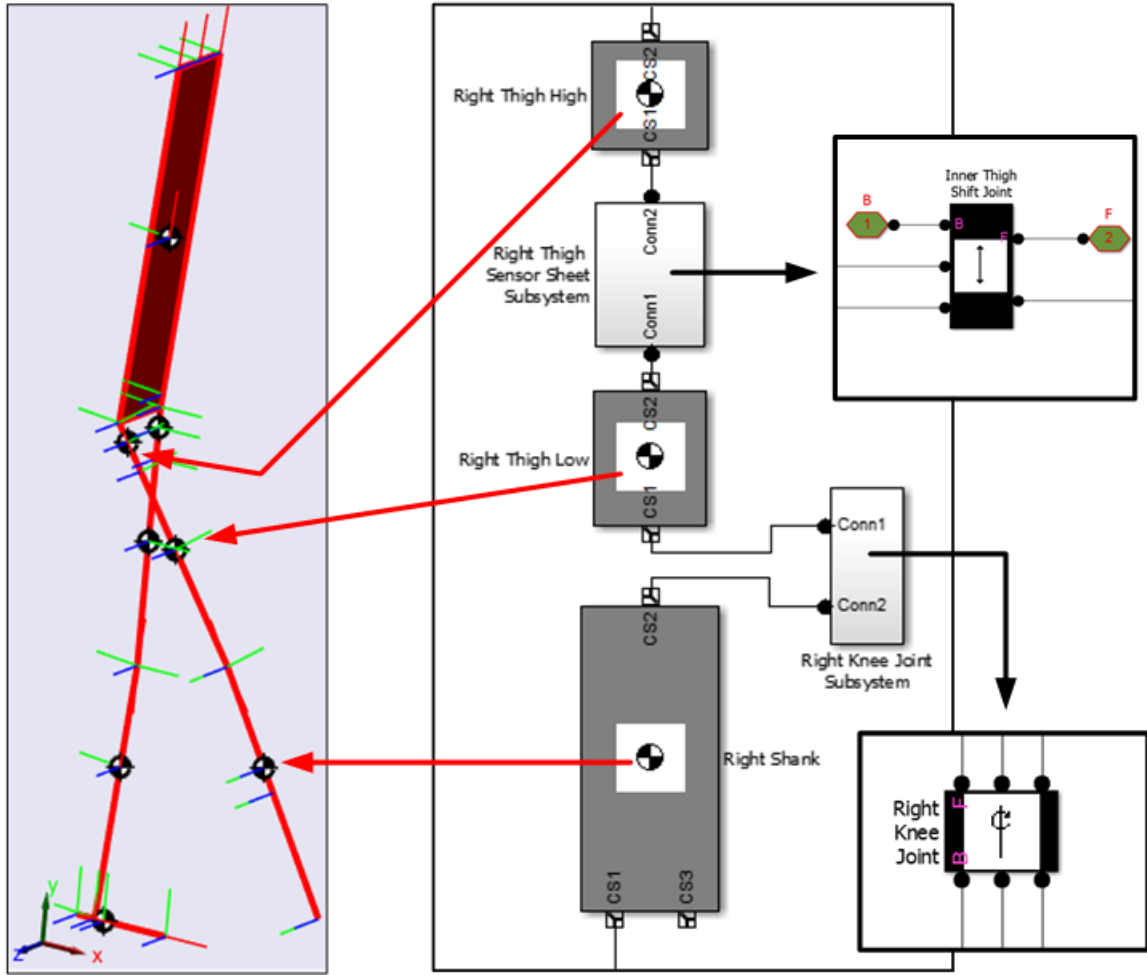
İnsan modelinin sol uzuvlarının gövde ile bağlantısının kurulmasından sonra sağ uzuvların kurulumuna geçilmiştir. Burada sol uzuvların kurulumunda izlenen adımlar, sağ uzuvları kurmak içinde uygulanmıştır. Ancak sağ uzuvların modelini kurarken, sağ ayaktan değil gövde bağlantısından başlanmış olup, bu sayede insan modeli üzerinde bir devamlılık sağlanmıştır. İki boyutlu olarak tasarlanmış olan gövde uzvu ile sağ kalça eklemine bağlantısı z eksenine etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile sağlanmıştır. Sağ uzuv bağlantısı için kurulan kalça modeli, sol uzuv ve gövde bağlantı modellerinin blok diyagramı ve simülasyonu Şekil 3.74'te gösterilmiş olup, bu modeller daha sade ve anlaşılabilir bir gösterim için alt sistem olarak

sunulmuştur. Şekilde görüldüğü gibi, kurulan sol kalça ve sağ kalça uzuv bağlantıları ile oluşturulan insan modeli, hem blok diyagramı olarak hem de simülasyon olarak simetriktr.



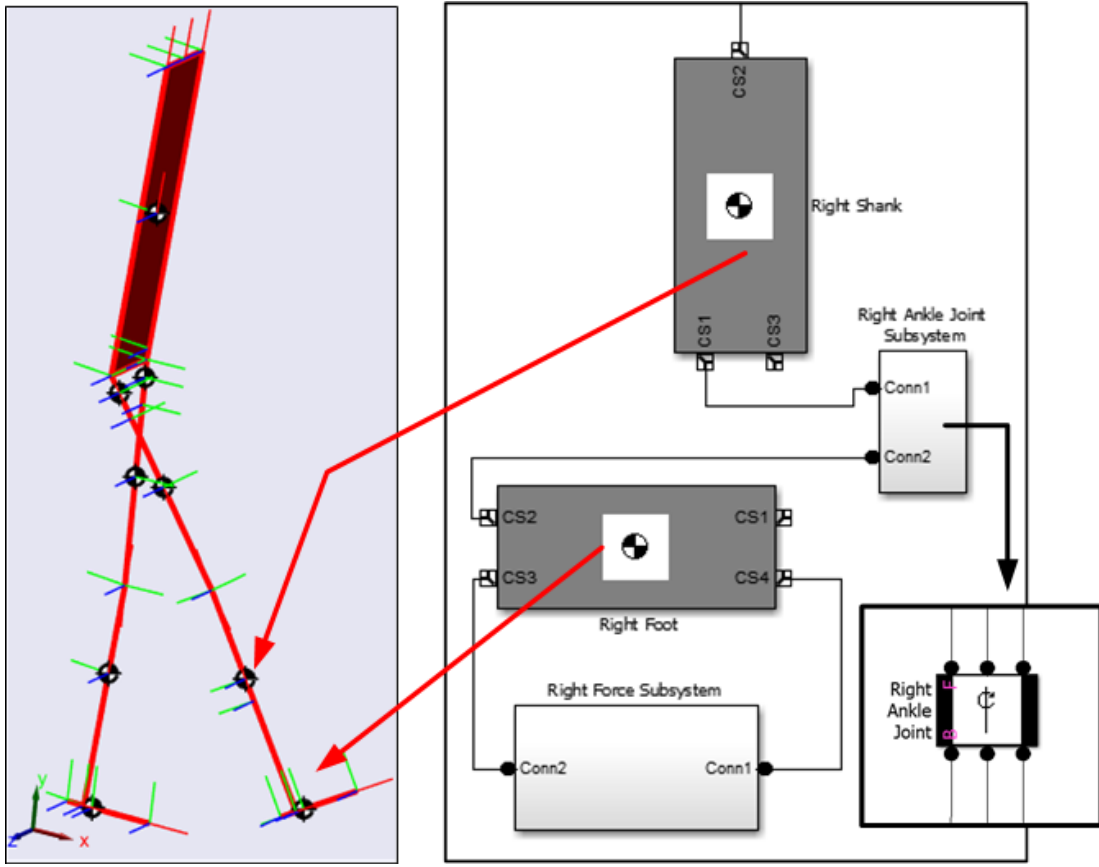
Şekil 3.74. İnsan modelinin sağ kalça eklemi blok diyagramı ve simülasyonu

İnsan modelinin kurulumu için sonraki adım sağ diz eklem bağlantısının kurulumudur. Bu aşamada önemli olan, pelvis hareketinin uyluk uzvu üzerinden sağlanmasıdır. Bunun için sol uylukta olduğu gibi sağ uyluk bağlantısı içinde prizmatik mafsals kullanılmıştır. Çünkü yürüyen insan modelinin pelvis hareketi, ancak iki uzvun (uyluk) birbiri içinde lineer olarak uzayıp kısılması ile sağlanabilmektedir. Blok diyagramında iki uzvun prizmatik olarak birbirine bağlanması blok karmaşıklığı oluşturduğundan dolayı, bağlantıların daha anlaşılabilir bir şekilde olması için bu modeller alt sistemler olarak verilmiştir. Ayrıca sol diz ekleminde kullanıldığı gibi, sağ diz ekleminde de z eksenini etrafında dönebilen bir mafsals (revolute joint) kullanılmıştır. Böylece sağ diz eklem bağlantısı sağ uyluk ve sağ baldır uzuvlarının bağlantısı ile başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Sağ kalça ve diz modeli, sol uzuvlar ve gövde modellerinin blok diyagramı ve simülasyon görünümü Şekil 3.75'te gösterilmiştir.



Şekil 3.75. İnsan modelinin sağ diz eklemi blok diyagramı ve simülasyonu

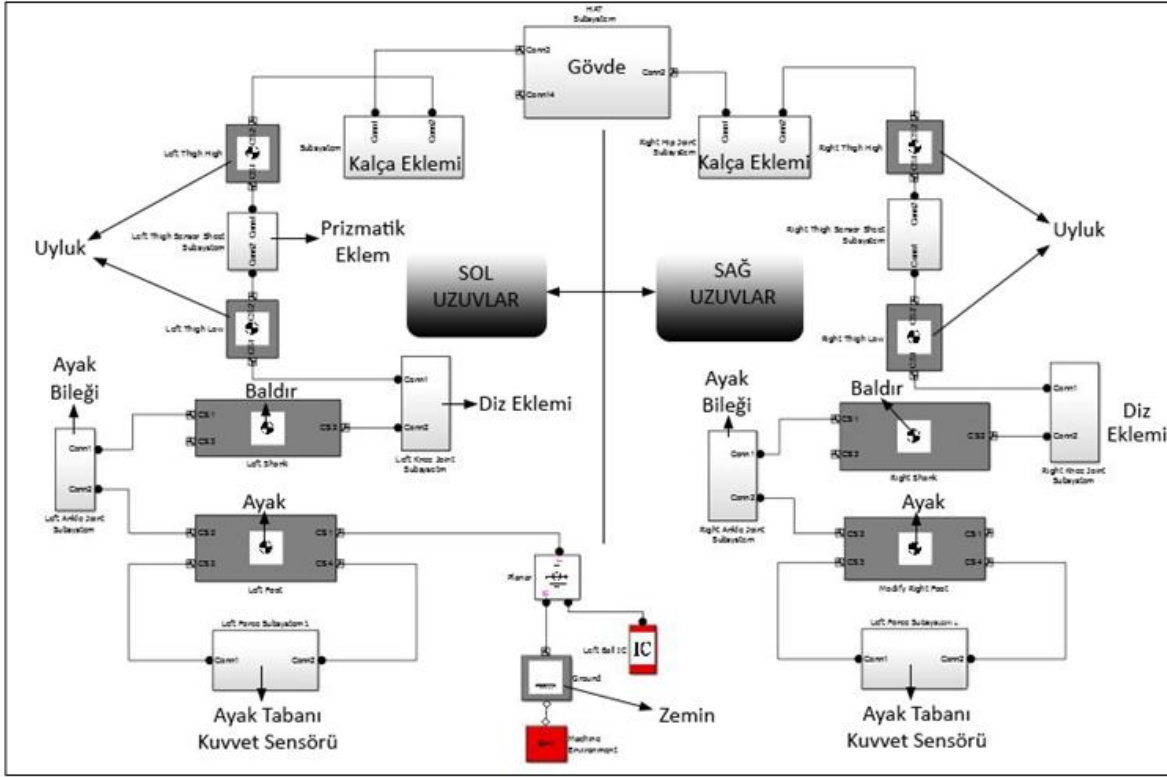
İnsan modeli kurulumunda son aşama, sağ ayak uzvu modelinin oluşturulmasıdır. Oluşturulan sağ bacak ile sağ baldır arasındaki bağlantı ayak bileği ile gerçekleştirilmiş olup, bu bağlantı için diğer uzuv bağlantılarında olduğu gibi z ekseninde dönebilen bir mafsallık (revolute joint) kullanılmıştır. Ayrıca sağ ayağa gelen yer reaksiyon kuvvetlerini ölçmek için, sağ ayak tabanına kuvvet sensörleri yerleştirilmiştir. Sağ ayak uzvu modelinin kurulmasından sonra, insan modeli sağ, sol ve gövde bağlantıları ile bir bütün halinde kurulmuştur. Şekil 3.76'da eklenen sağ ayak uzvu modelinin blok diyagramı ve bütün insan modelinin simülasyon görüntüsü verilmiştir. Bütün bağlantılarda olduğu gibi, blok diyagramların daha iyi anlaşılabilmesi ve hangi blok diyagramın hangi uzvu temsil ettiğinin belli olması için, blok diyagramlar alt sistemler halinde verilmiştir.



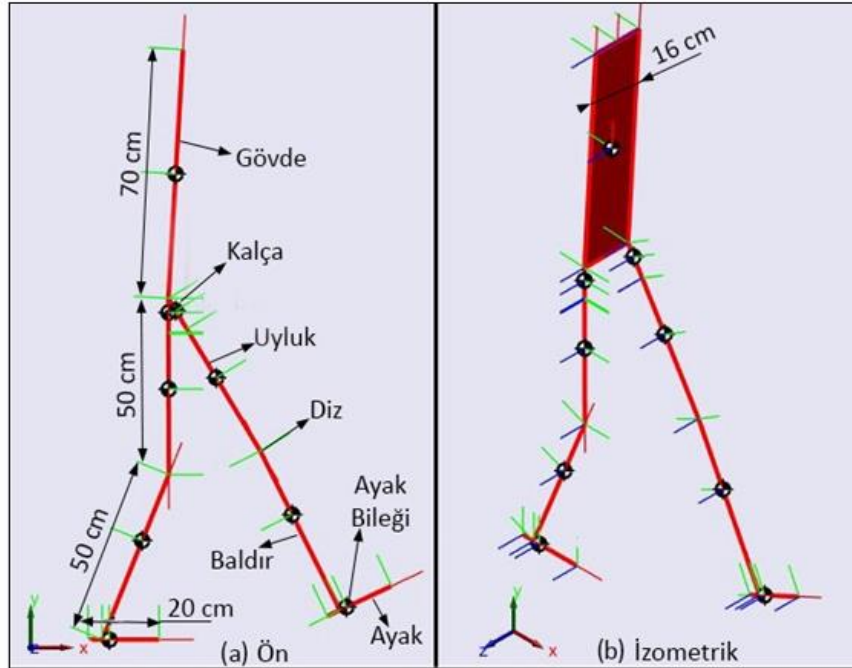
Şekil 3.76. İnsan modelinin sağ ayak bileği blok diyagramı ve insan modeli simülasyonu

Bütün uzuv bağlantıları kurulduktan sonra, bir bütün halinde insan modeli ortaya koyulmuştur. Sol ayak, sol baldır, sol kalça, gövde, sağ kalça sağ baldır ve sağ ayak uzuv bağlantılarıyla oluşturulan insan modelinin genel blok diyagramı Şekil 3.77’de sunulmuştur. Ayrıca oluşturulan insan modelinin gerçekleştirilen simülasyon görüntüsü ön ve izometrik olarak ayrıntılı bir şekilde Şekil 3.78’de gösterilmiştir.

Kurulan insan modeli üzerine, bir dış iskelet robot giydirilerek robotu yürütmek için gerekli kontrol algoritmaları yürütülebilecektir. Sanal ortamda oluşturulan insan modeli sayesinde, farklı kontrol algoritmaları sürülerek, değişik kontrol çalışmaları yapılabilecektir. Bundan sonraki bölümlerde, dış iskelet robotun insan modeli üzerine giydirilmesi ve gerçekleştirilmiş olan kontrol çalışmalarının simülasyon sonuçları verilmiştir.



Şekil 3.77. İnsan modelinin genel blok diyagramı

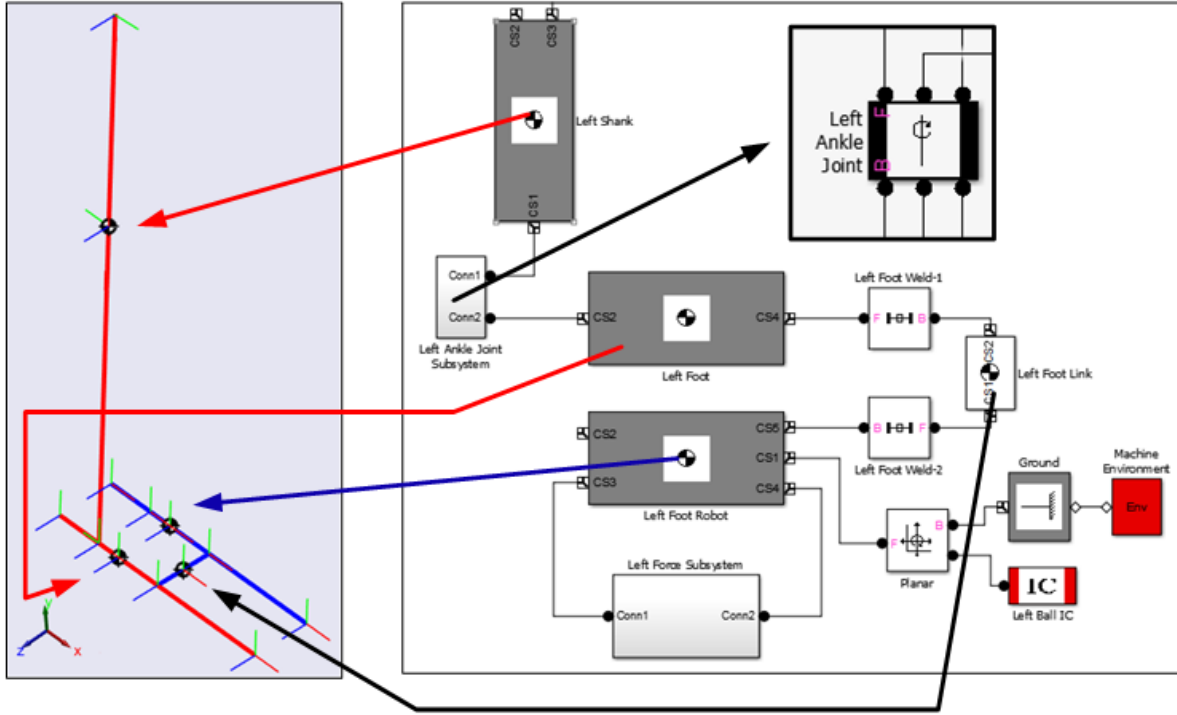


Şekil 3.78. İnsan modelinin simülasyon (a) Ön ve (b) izometrik görüntüsü

3.3.2. Dış İskelet Robotun İnsan Modeli Üzerine Giydirilmesi

Kurulan insan modelinin başarılı bir şekilde çalıştığını gördükten sonra, tasarımı ve kurulumu gerçekleştirilen dış iskelet robot bu model üzerine giydirilmiştir. Daha sonra kurulumu yapılan dış iskelet robotun gerçek ortam şartlarında üretilmiş olduğu düşünülerek ağırlıklar eklenmiştir. Bu çalışmanın yapılmasındaki amaç, sanal ortam şartlarında tasarımı ve üretimi yapılmış olan dış iskelet robotun sağlıklı bireylerde güç artırımına yardımcı olduğunu göstermektir. Bunun için öncelikli olarak dış iskelet robotun kurulum aşamasından bahsedilmiştir.

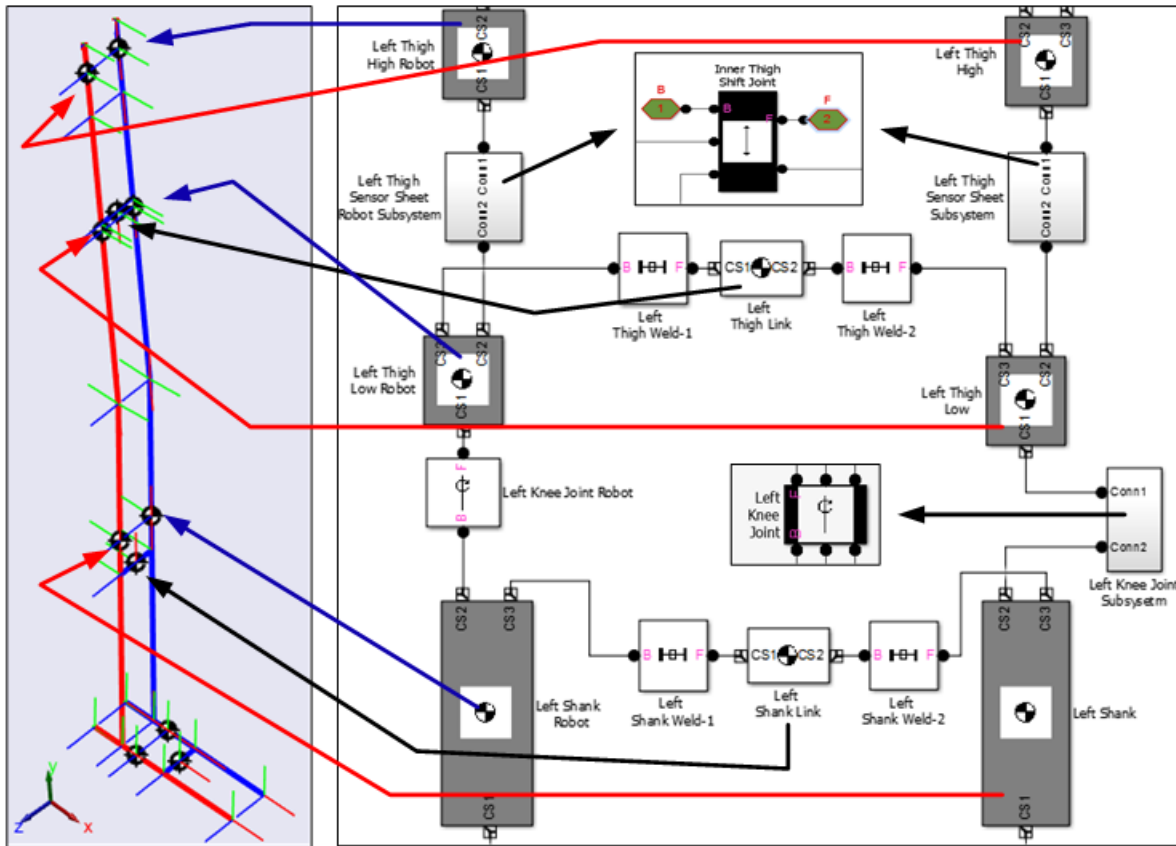
Dış iskelet robot, kurulan insan modelinin ayak uzvundan başlayarak ayak bileği, baldır, diz, uyluk, kalça ve son olarak da sırt bölgesine giydirilmiştir. Bu giydirmiş işleminin ilk adımı olarak, dış iskelet robotun sol ayak uzvu (body block) kurulmuştur. İnsan modeli kurulumu gerçekleştirilirken, sol ayak uzvu ile zemin bağlantısı yapılmıştı. Ancak burada insan modelinin zemin ile bağlantısı kesilmiş olup, bunun yerine dış iskelet modelin zeminle bağlantısı sağlanmıştır. Bunun yapılmasındaki amaç, insan modeli üzerine giydirilen dış iskelet robotun insana eklenen ağırlığı taşıyacak olmasıdır. Bu sayede dış iskelet robotun güç artırımı amacıyla kullanılabileceği gösterilmiş olacaktır. İnsan modeli üzerine dış iskelet robot giydirilirken, sol uzuvlar için +z yönünde 0.05 m, sağ uzuvlar için ise -z yönünde 0.05 m mesafede bırakılmıştır. Böylelikle insan uzvu ile dış iskelet robot uzuvlarının çakışma durumu ortadan kaldırılmış olup, hem insan modeli uzuvları hem de dış iskelet robot uzuvları ayrı ayrı görülebilmektedir. Dış iskelet robotun sol ayak uzvu ile insan modelinin sol ayak uzvunun bağlantısının nasıl yapıldığı blok diyagramı ve modelin simülasyon görüntüsü Şekil 3.79'da gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, insan modelinin uzuvları kırmızı renkli, dış iskelet robot uzuvları mavi renklidir. İnsan ve dış iskelet modelde ayak uzvu 0.5 m uzunluğa sahip olup, bunlar birbirine kaynak (weld joint) bağlantısı ile birleştirilmiştir. Yapılan kaynak bağlantısı her iki uzuvdaki ayağın ağırlık merkezinden olmayıp, orta noktalarından gerçekleştirilmiştir. Kaynak bağlantısı sayesinde insan ve dış iskelet robot modelleri birlikte hareket edebilmektedir.



Şekil 3.79. Dış iskelet robot sol ayak uzvu ile insan modelinin sol ayak uzvu bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu

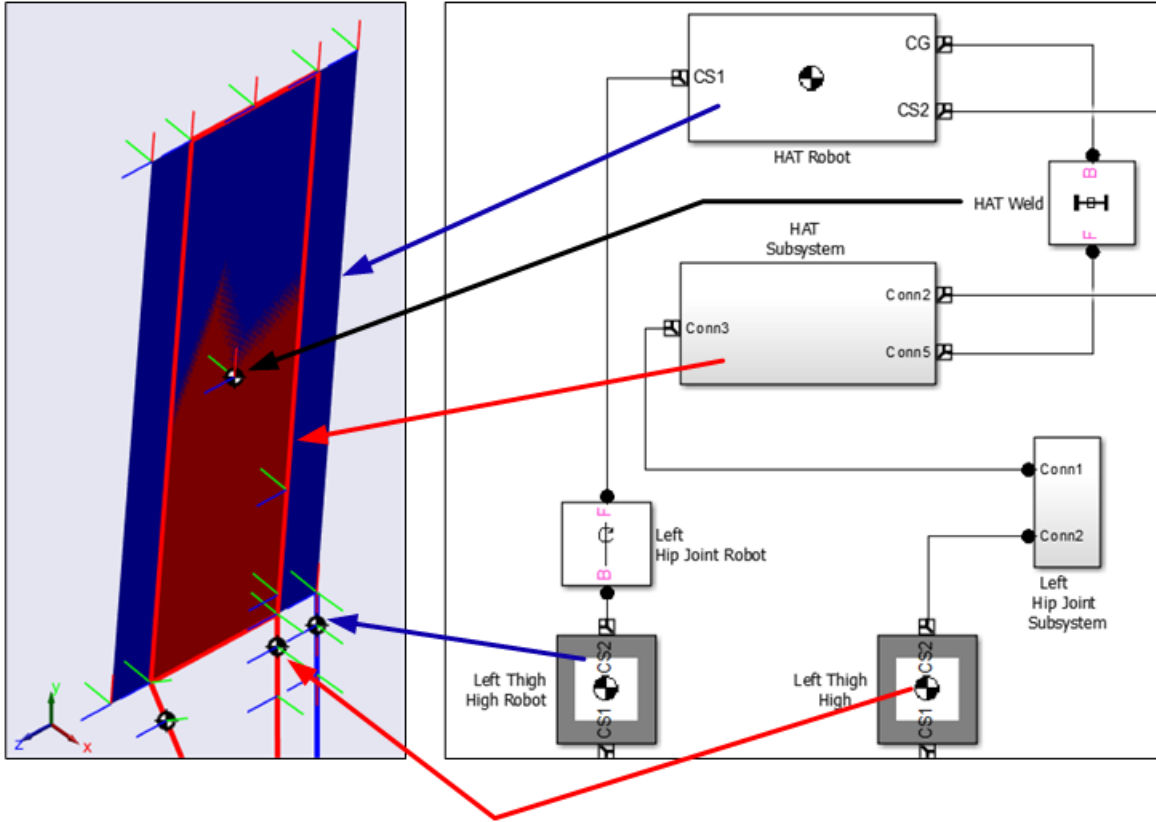
İnsan modeli kurulumunda izlenen adımlar dış iskelet robot kurulumunda da aynen izlenmiştir. Dış iskelet robot kurulumunda ilk adım olarak dış iskelet robotun sol ayak uzvu ile sol baldır uzvunun bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Sol ayak uzvu ile sol baldır bağlantısı yapılarak dış iskelet robotun ayak bileği bağlantısı gerçekleştirmiş olmaktadır. Bu bağlantı gerçekleştirilirken, dış iskelet robotun sol ayak uzvu ile sol baldır uzuvları birbirine z ekseninde dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile bağlanmıştır. Şekil 3.80’de dış iskelet robotun sol ayak uzvu ile sol baldır uzvunun bağlantısı yani ayak bileği eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyon görüntüsü verilmiştir. Ayrıca ayak uzvunda olduğu gibi insan modeli ile dış iskelet robotun etkileşimini gerçekleştirebilmek için, baldır uzuvlarının her ikisinin orta noktalarından birbirine kaynak (weld joint) bağlantısı ile rijit bir şekilde bağlanmıştır. Böylece dış iskelet robot insan modelini birebir takip edebilmektedir.

Dış iskelet robot kurulumunda bir sonraki adım, sol diz eklemine bağlantısının yapılmasıdır. Burada dış iskelet robotun baldır uzvu ile kalça uzvunun bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Bu iki uzvun birbirine bağlantısı, z eksenine etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) vasıtasıyla gerçekleştirilmiştir. Ayrıca sol diz eklemi daha sade bir yapıda olması için alt sistem (subsystem) haline getirilmiştir. Buna ek olarak daha önce insan modelinin sol uyluk uzvunun uzayıp kısılması için prizmatik (prismatic joint) mafsallık kullanılmıştı. Dış iskelet robotun sol uyluk uzvu için de aynı adımlar gerçekleştirilmiş ve sol kalça eklemine kadar dış iskelet robotun sol uzuvları birleştirilmiştir. Dış iskelet robot ve insan modeli arasındaki bağlantı sol ayak ve sol baldırda nasıl yapıldıysa, aynı şekilde kalça bağlantısı da gerçekleştirilmiştir. Bu yapılan bağlantının bir ucu, dış iskelet robotun sol uyluk uzvundan, diğer ucu da insan modelinin sol uyluk uzvundan olmak üzere iki taraftan da kaynak (weld joint) bağlantısı yapılmıştır. Bu yapılan ara bağlantı, dış iskelet robotun sol uyluk ve insan modelinin sol uyluk uzuvlarının tam orta noktalarından gerçekleştirilmiştir. Dış iskelet robotun sol uyluk ile sol kalça uzuvlarının bağlantısı yani diz eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyon görüntüsü Şekil 3.81’de verilmiştir.



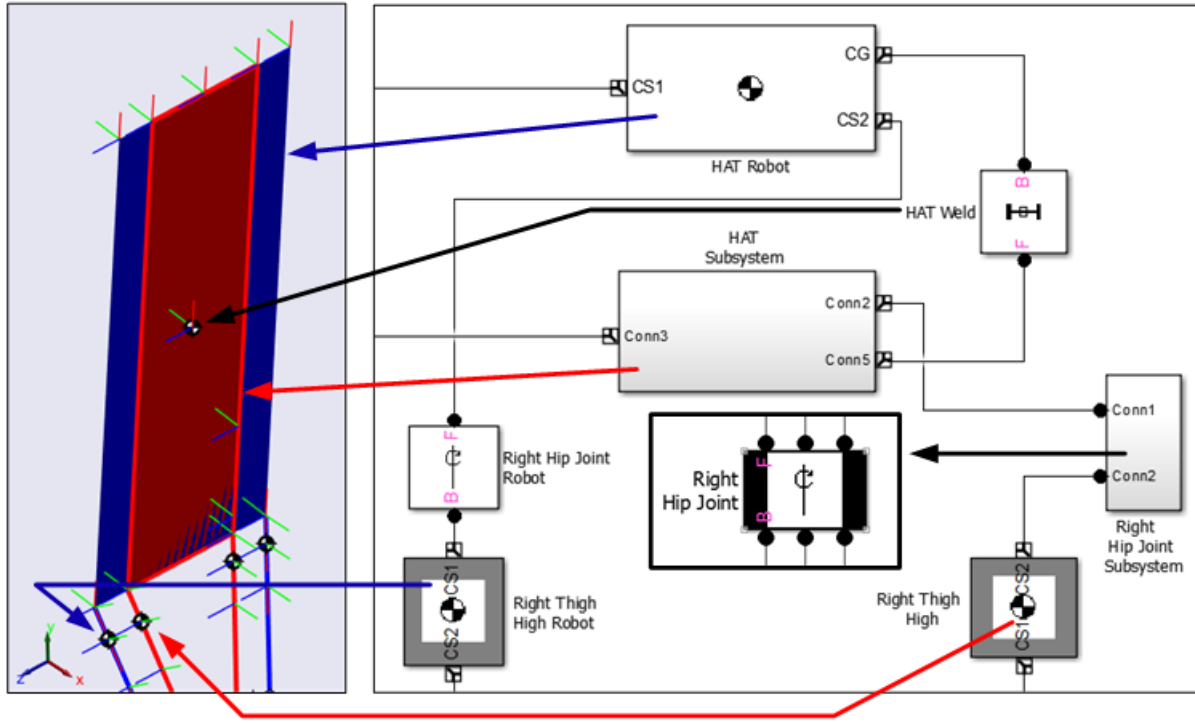
Şekil 3.81. Dış iskelet robot sol diz eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu

Bu aşamaya kadar dış iskelet robotun tüm sol uzuvları birleştirilmiş ve bir sonraki adım olarak sol kalça eklem bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Bu bağlantıda da daha önceki insan modelinde kullanılmış olan z eksenini etrafında dönebilen bir mafsalsal (revolute joint) kullanılmıştır. İnsan modeli kurulumunda belirtildiği gibi, gövde uzvu iki boyutlu bir yüzeyden meydana gelmektedir. Burada dış iskelet robotun gövde uzvu ile insan modelinin gövde uzvu arasında ölçülendirme farkı vardır. Çünkü dış iskelet robot, insan modeli uzuvlarını z yönünde ± 0.05 m mesafe ile dışardan takip ettiği için dış iskelet robotun gövdesi de aynı şekilde z yönünde ± 0.05 m daha geniş olmak zorundadır. Ayrıca insan modeli ile dış iskelet robotun etkileşiminin sağlanması gerekmektedir. Bu etkileşim diğer uzuvlarda ara linkler ile gerçekleştirilmiştir. Ancak burada iki gövde uzvu arasında mesafe olmadığı için yani birbiri üzerine çakışık olduğu için direkt olarak kaynak bağlantısı yeterli olmaktadır. Bu yüzden sadece kaynak (weld joint) bağlantısının yapılması gerekmektedir. Böylece dış iskelet robot ve insan modelinin gövdelerinin birbirine bağlantısı, tam orta noktalarından gerçekleştirilmiştir. Yapılan bu bağlantının blok diyagramı ve simülasyon görüntüsü Şekil 3.82’de verilmiştir.



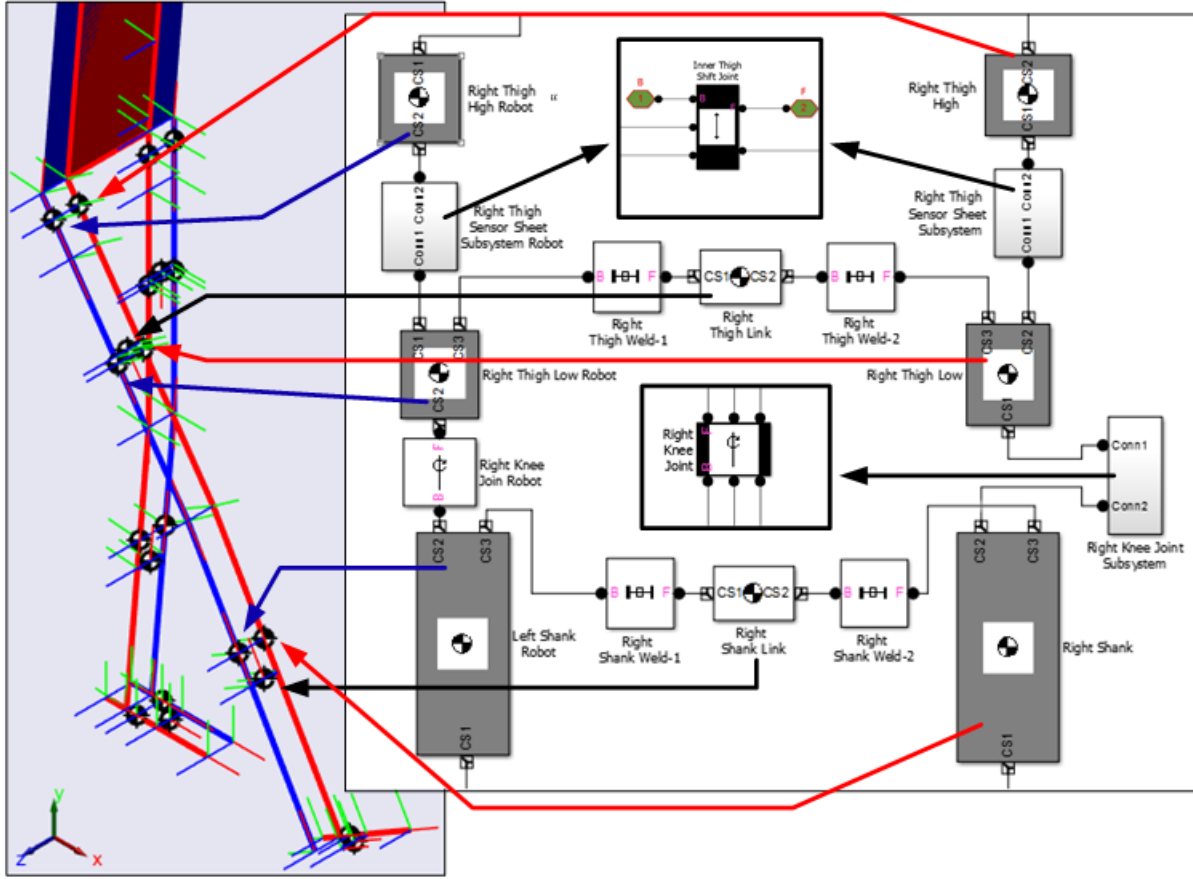
Şekil 3.82. Dış iskelet robot sol kalça eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu

Sol kalçanın bağlantısı gerçekleştirildikten sonra, dış iskelet robotun sağ kalça bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Burada sol kalça uzvunda olduğu gibi dış iskelet robotun gövdesi ile sağ uyluk uzvunun bağlantısı yapılmıştır. Bu iki uzuv birbiriyle z eksenini etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile bağlanmıştır. Ayrıca kalçada oluşan pelvis hareketinin görevini üstlenen prizmatik mafsallık (prismatic joint) da uyluk uzvunun tasarımında kullanılmıştır. Oluşturulan blok diyagramlarının daha sade ve anlaşılabilir olması için bu prizmatik mafsallık (prismatic joint) bir alt sistem (subsystem) haline getirilmiştir. Kurgulanan dış iskelet robot sağ kalça eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu Şekil 3.83'te gösterilmiştir.



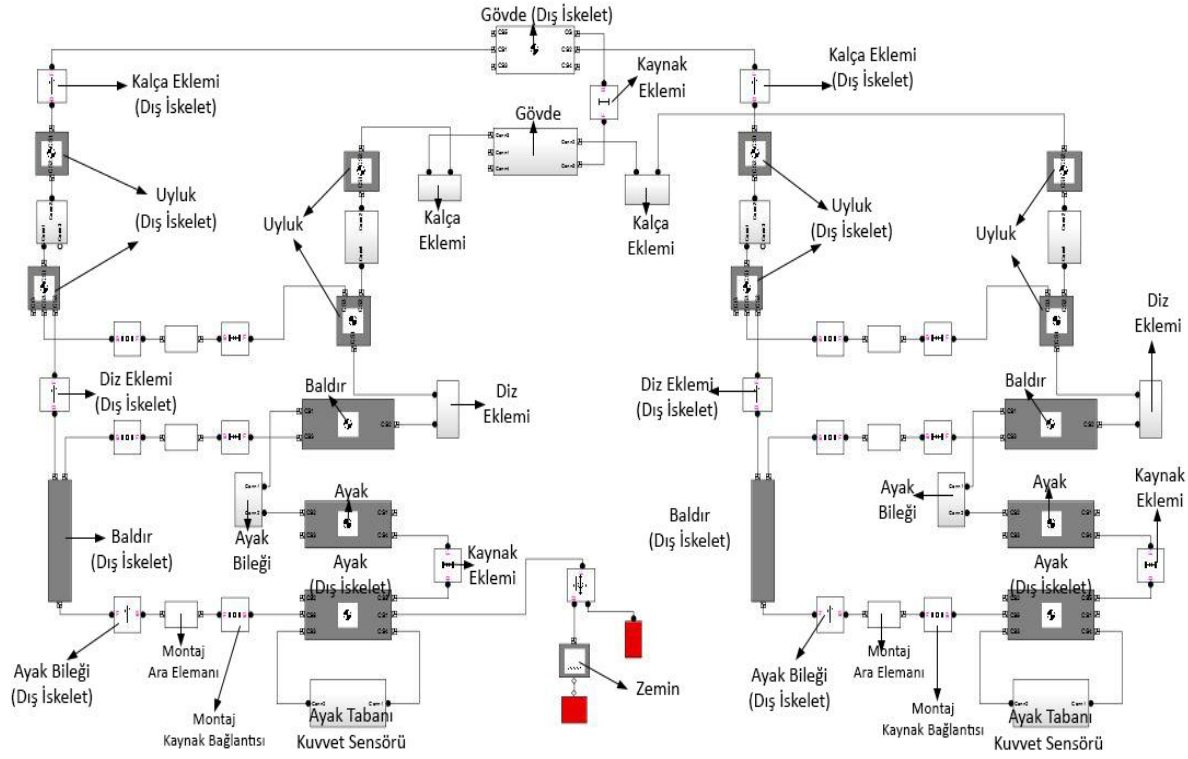
Şekil 3.83. Dış iskelet robot sağ kalça eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu

Dış iskelet model kurulumunda sonraki aşama sağ diz eklemidir. Dış iskelet robotun sağ uyluk uzvu ile sağ baldır uzvunun bağlantısını diz eklemi sağlamaktadır. Bu yüzden dış iskelet robotun sağ diz eklemi temsil edecek olan eleman, z ekseninde dönebilen bir mafsalsal (revolute joint) olarak ele alınmıştır. Burada dış iskelet robot ile insan modelinin etkileşimini sağlayabilmek için iki adet link eklenmiştir. Birincisi, dış iskelet robotun sağ uyluk uzvu ile insan modelinin sağ uyluk uzvunu birbirine bağlamaktadır. İkincisi, aynı şekilde her iki baldır uzvunun bağlantısında kullanılmıştır. Bu iki linkin her iki bağlantı ucunda kaynak (weld joint) bağlantısı kullanılmış ve böylece rijit bir bağlantı elde edilmiştir. Bu kullanılan linkler sayesinde dış iskelet robot modeli ile insan modeli arasında rijit bir bağlantı kurulmuş olup, bu bağlantılarla dış iskelet robot, yürüyen insan modelini birebir olarak takip edebilmektedir. Kurulumu yapılan dış iskelet robot sağ diz eklemi blok diyagramı ve simülasyon görünümü Şekil 3.84'te verilmiştir. Burada hangi bloğun hangi uzvu temsil ettiğinin anlaşılabilmesi için, bloklar alt sistemler olarak verilmiştir.

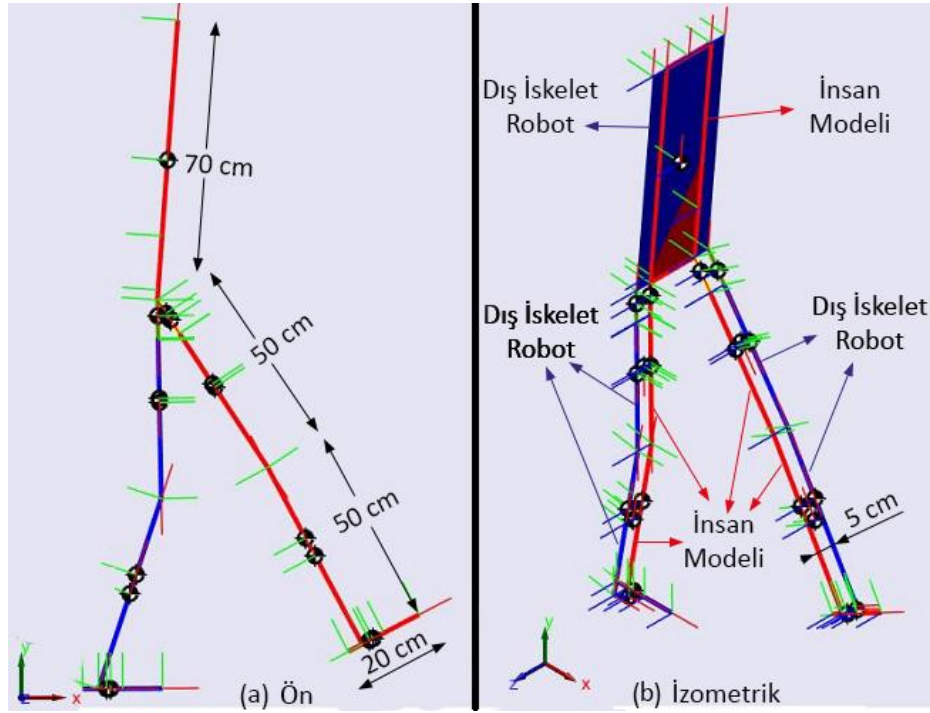


Şekil 3.84. Dış iskelet robot sağ diz eklemi bağlantısı blok diyagramı ve simülasyonu

Dış iskelet robotun sol diz eklemi bağlantısı kurulumu yapıldıktan sonra, son aşama olan sağ ayak bileği bağlantısına geçilmiştir. Sol ayak bileği kurulumunda anlatıldığı gibi, dış iskelet robotun sağ baldır uzvu ile sağ ayak uzvunun bağlantısı, z eksenini etrafında dönebilen bir mafsallık (revolute joint) ile gerçekleştirilmiştir. İnsan modeli ile dış iskelet robot arasındaki bağlantıyı gerçekleştirmek için, insan modeli sağ ayağı ile dış iskelet robot sağ ayağı arasına bir link ile bağlantı yapılmıştır. Bu link bağlantısı her iki ayağa bağlanırken kaynak bağlantısı (weld joint) kullanılmış, böylelikle rijit bir yapı oluşturulmuştur. Bu son aşamada dış iskelet robotun açık olan blok diyagramı kapatılarak kapalı bir döngü elde edilmiştir. Bu kapalı döngü, dış iskelet robot kurulumunun ilk olarak sol ayak uzvundan başlayıp, son olarak da sağ ayak uzvunda sona erdiği anlamına gelmektedir. Gerçekleştirilen kurulum aşamalarından sonra, insan modeline giydirilen dış iskelet robot komple blok diyagramı Şekil 3.85 gösterilmiş olup, bu blok diyagrama ait simülasyon görüntüsü de Şekil 3.86'da verilmiştir. Yapılan analiz sonucunda, kurulan insan modeli ve üzerine giydirilen dış iskelet robot sorunsuz bir şekilde çalışmaktadır.



Şekil 3.85. İnsan modeline giydirilen dış iskelet robotun genel blok diyagramı



Şekil 3.86. İnsan modeline giydirilen dış iskelet robot simülasyonu; (a) ön ve (b) izometrik görüntüsü

3.3.3. Simülasyon Sonuçları

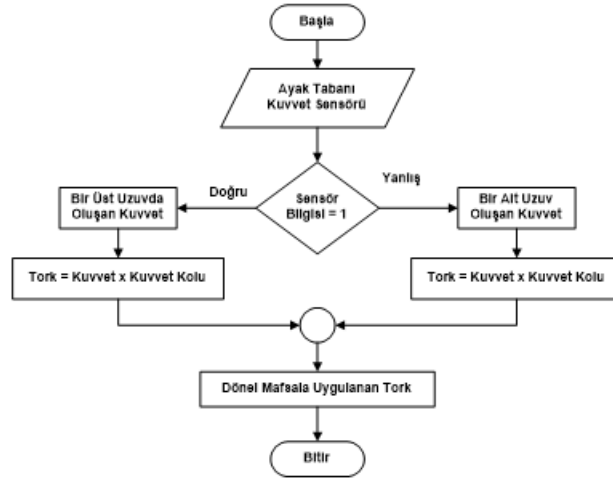
Dış iskelet robotun her bir uzvu ile insanın her bir uzvunun birbirleriyle olan bağlantılarından dolayı yürüme sırasında aralarında etkileşim kuvvetleri oluşmaktadır. Oluşan bu etkileşim kuvvetleri bazı durumlarda bütün ağırlığın dış iskelete binmesine sebep olurken bazı durumlarda ise bütün ağırlığın insana binmesine sebep olmaktadır. Kuvvet kontrol algoritmasının oluşturulmasının amacı, oluşan etkileşim kuvvetlerini telafi ederek sıfırlayabilmektir. Ancak insan modeli üzerine adapte edilen dış iskelet robot bir sistem olarak ele alındığında, bu yapının çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu göz ardı edilemez. Örneğin ayak uzvunda oluşan kuvvetin kompanse edilip bir üst uzuv olan baldır uzvunun eklenmesi halinde yeni eklenen baldır uzvunun, daha önce kontrolü sağlanan ayak uzvuna ekstra kuvvet etkisi olacaktır. Kısacası sistem bir bütün olarak düşünülerek kontrolün gerçekleştirilmesi ve etkileşim kuvvetlerinin kompanse edilmesi optimum düzeyde bir kontrol gerektirmektedir.

İki uzuv arasındaki etkileşim kuvvetlerinin kompanse edilebilmesi, kontrolü sağlanacak olan uzvun dönel mafsalının tork eyleyicisinin bu etkileşim torkunu sıfırlayacak şekilde tahrik edilmesi prensibine dayanmaktadır. Burada tahrik yönü büyük önem taşımakta olup, doğru yön seçilmelidir. Aksi takdirde oluşan reaksiyon kuvveti iki katına çıkabilmektedir.

Kontrol aşamasında kuvvet geri beslemeli bir tork kontrollü gerçekleştirilmiştir. Yani ayak bileği, diz ve kalçada oluşan ekstra torkları en aza indirebilme amaçlı bir kontrol gerçekleştirilmiştir. Etkileşim torkları ise her uzuv için robot ile uzuv arasına ayrı ayrı yerleştirilen kuvvet sensörleri ile bu kuvvet sensörlerinin eklemlere uzaklığı olan kuvvet kolu mesafesinin çarpımından elde edilmektedir.

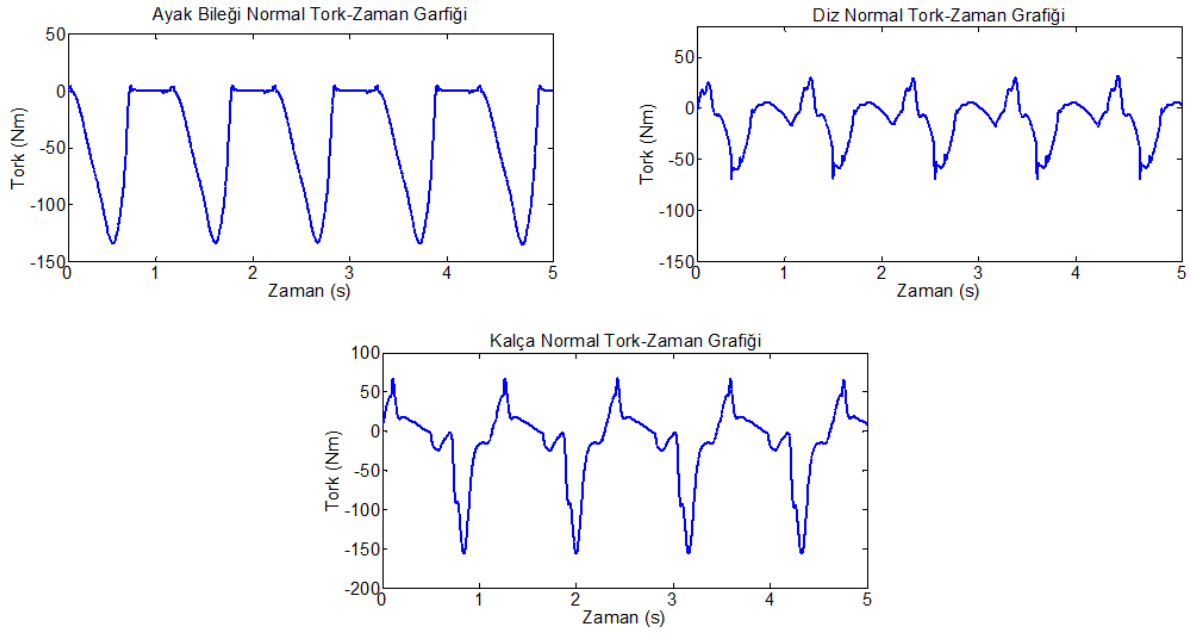
İnsan yürüme çevrimi, basma fazı (stance phase) ve salınım (swing phase) olmak üzere iki aşamadan oluşmaktadır. Kontrol algoritması da bu iki faza göre koordine edilmiştir. Ayağa yerleştirilmiş olan kuvvet sensörleri vasıtasıyla hangi ayağın yere temas ettiği ve hangisinin havada olduğu bilgisi kolayca elde edilebilmektedir. Burada ayağın yere temas etmesi halinde sensörden 1 değeri okunup, temas etmemesi halinde ise 0 değeri okunmaktadır. Sensör bilgisine göre ilgili dönel mafsala tahrik edecek olan tork değeri, mafsala bağlı olan iki uzuvdan hangisi koşula uyuyorsa o uzvun ilgili dönel mafsalda oluşturmuş olduğu tork değeri geri beslenerek elde edilmiştir. Örneğin zemin ile temas eden ayak bileğinin tork tahriki, bir üst uzuv

olan baldır uzvunda oluşan kuvvetin ayak bileğinde oluşturmuş olduğu tork değeri geri beslenerek gerçekleştirilmiştir. Aynı şekilde ayağın zemin ile hiçbir temasın olmaması durumunda da ayak bileğinin bir alt uzvu olan ayak uzvunda oluşan kuvvetin geri beslemesi ile tork kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu algoritmanın akış diyagramı Şekil 3.87 de verilmektedir.



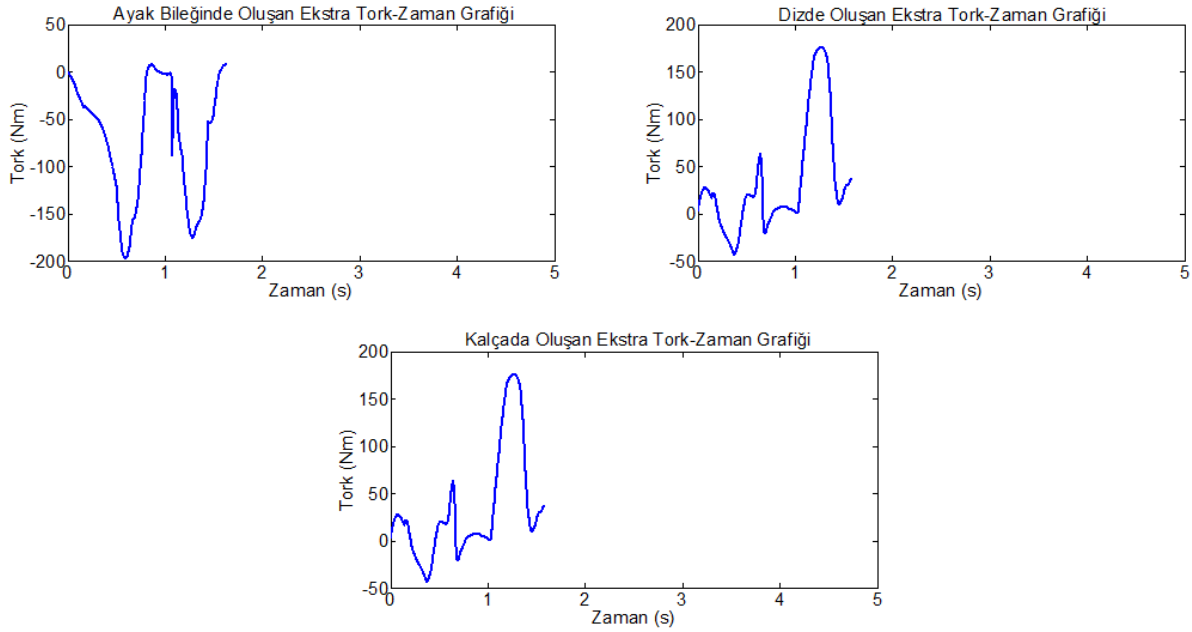
Şekil 3.87. Kontrol algoritması akış diyagramı

Yürüyen insan modeli üzerine dış iskelet robotun giydirilmesi işlemi gerçekleştirildikten sonra kontrol algoritması da adapte edilmiştir. Böylece ayak bileği, diz ve kalçadan oluşan tork değerleri üç farklı durumda incelenmiştir. İlk olarak modele dış iskelet robot dahil edilmeden sadece insan modelinin yürüme esnasında oluşan tork değerleri ölçülmüştür. Bu ölçümler Şekil 3.88 de verilmiştir. Tasarlanan insan modelinde oluşan doğal tork değerleri ayak bileği, diz ve kalça olmak üzere üç adet ölçüm yapılmıştır. İnsan vücudu simetrik bir yapıya sahip olduğundan dolayı, burada sadece insan vücudunun sol tarafta bulunan eklemlerdeki ölçümler verilmiştir. Grafikler incelendiğinde yürüme çevrimi sürekli aynı rejimde olmasından dolayı normal tork değerlerinin her adımda aynı değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir.



Şekil 3.88. İnsan modelinin ayak bileği, diz ve kalçadaki normal tork değerleri (Dış iskelet robot giydirilmeyen insan modeli)

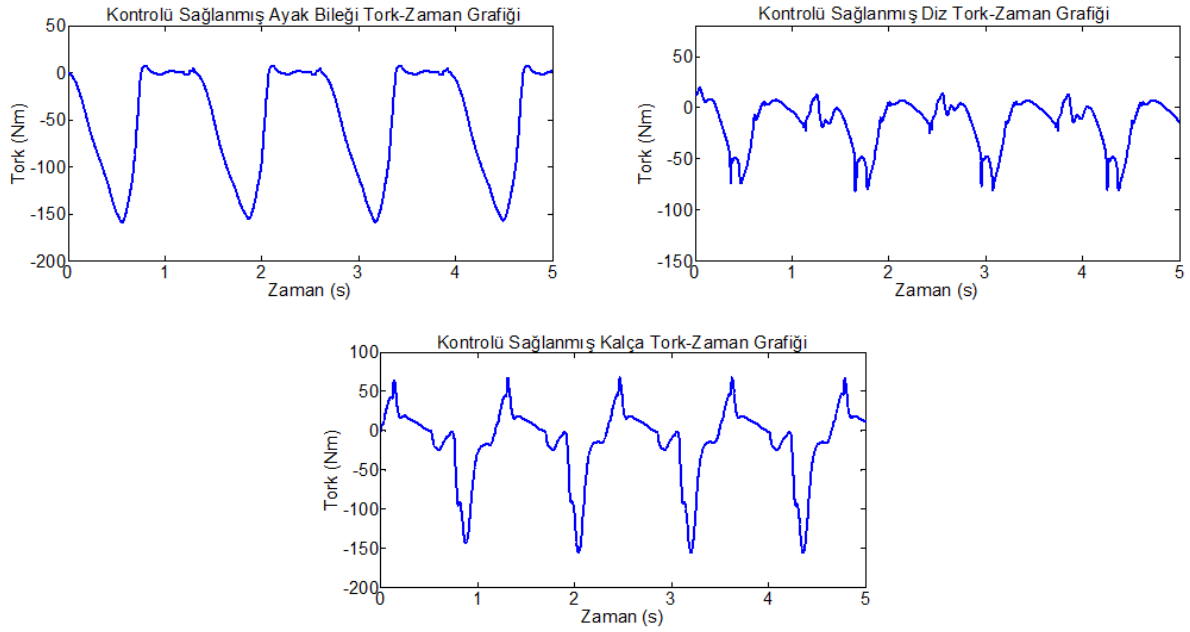
Dış iskelet robotun insan modeli üzerine adaptasyonunun gerçekleştirilmesiyle birlikte insan-robot arasında etkileşim kuvvetleri oluşmaktadır. Bu etkileşim kuvvetleri birçok farklı yöntem ile ölçülebilmekte ve incelenebilmektedir. Bu çalışmada insan-robot etkileşim kuvvetlerinin oluşup oluşmadığını eklemlerde oluşan ekstra tork değerleri ölçülerek incelemiştir. Şekil 8.89'da dış iskelet robotun eklenmesi ile birlikte insan modelinin ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde oluşan ekstra tork değerleri verilmiştir. Burada elde edilen grafikler 0-5 saniyelik zaman aralığında olmasına rağmen, yaklaşık olarak 1.8 saniyede son bulmaktadır. Bunun sebebi, dış iskelet robotun tüm ağırlığını insan modelinin taşıyamamasıdır. Bu yüzden insan modeli, dış iskelet robotun ağırlığı yüzünden dengesini kaybedip 2. saniyeye gelmeden düşmektedir.



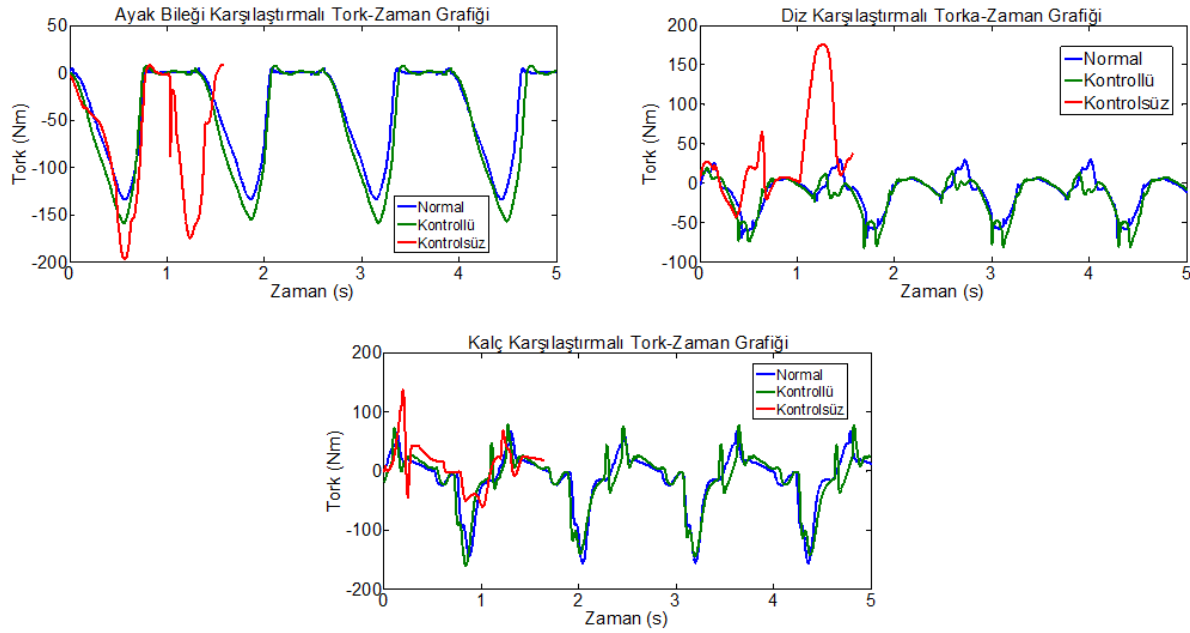
Şekil 3.89. Dış iskelet robot eklendikten sonra ayak bileği, diz ve kalçaya etkiyen ekstra tork değerleri

Önceki bölümlerde anlatılan dış iskelet robotun kontrolü için geliştirilen algoritmanın uygulaması bu bölümde yapılmıştır. Dış iskeletten dolayı insan modelinin ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde oluşan ekstra torklar kuvvet geri beslemeli kontrol algoritması ile minimum seviyeye düşürülmüştür. Kuvvet kontrolü sonrasında insan modeli eklemlerinde ölçülen tork değerleri Şekil 8.90'da sunulmuştur. Şekillerden de anlaşıldığı gibi, kuvvet kontrolü ile birlikte insan modeli üzerindeki eklem torkları tıpkı dış iskelet giydirilmeyen insan modelinde olduğu gibi makul seviyelere düşürülebilmüş ve insan modeli düşmeden yürüme çevrimlerini tamamlayabilmiştir.

Sonuçların daha da anlaşılır olabilmesi için, dış iskelet robot giydirilmeden normal insan modeli, dış iskelet robot giydirilen fakat kontrolsüz insan modeli ve dış iskelet robot giydirilen kontrollü insan modeli grafikleri her bir eklem içi ayrı ayrı Şekil 8.91'de gösterilmiştir. Bu grafiklerden anlaşıldığı gibi, her robot uzvunda ayrı ayrı kuvvet geri beslemeli kontrolün uygulanması durumunda, insanın robot ağırlığını minimum düzeyde hissederek, yürüme çevrimini tamamlayabilmiştir. Bu sonuçlar, dış iskelet robot tasarımında, her ekleme ayrı ayrı kuvvet sensörü yerleştirmenin çok avantajlı olabileceğini açıkça göstermektedir.



Şekil 3.90. Kontrollü dış iskelet robot giydirilen insan modeli ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin tork değerleri

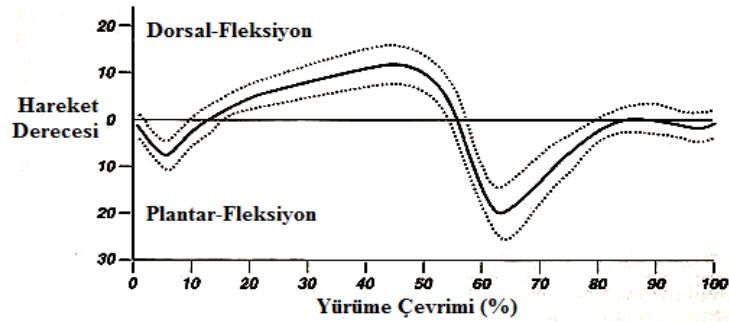


Şekil 3.91. Normal İnsan modeli, kontrolsüz dış iskelet robot giydirilen insan modeli ve kontrollü dış iskelet robot giydirilen insan modelinin ayak bileği, diz ve kalça eklemleri tork değerleri

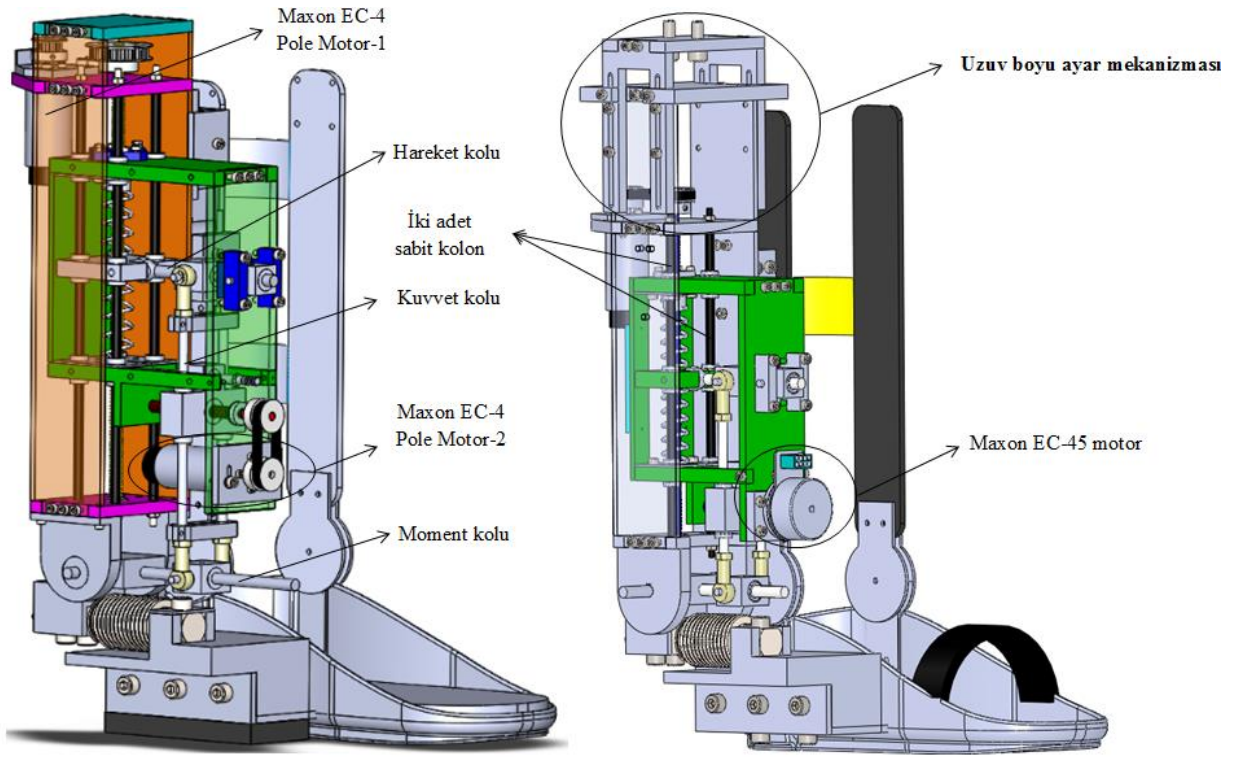
3.4. Alt Uzun Dış İskelet Robotun Bütün Olarak Tasarımı Ve Sonlu Elemanlar Analizi

3.4.1. Ayak Bileği Dış İskelet Robot Tasarımının Güncellenmesi

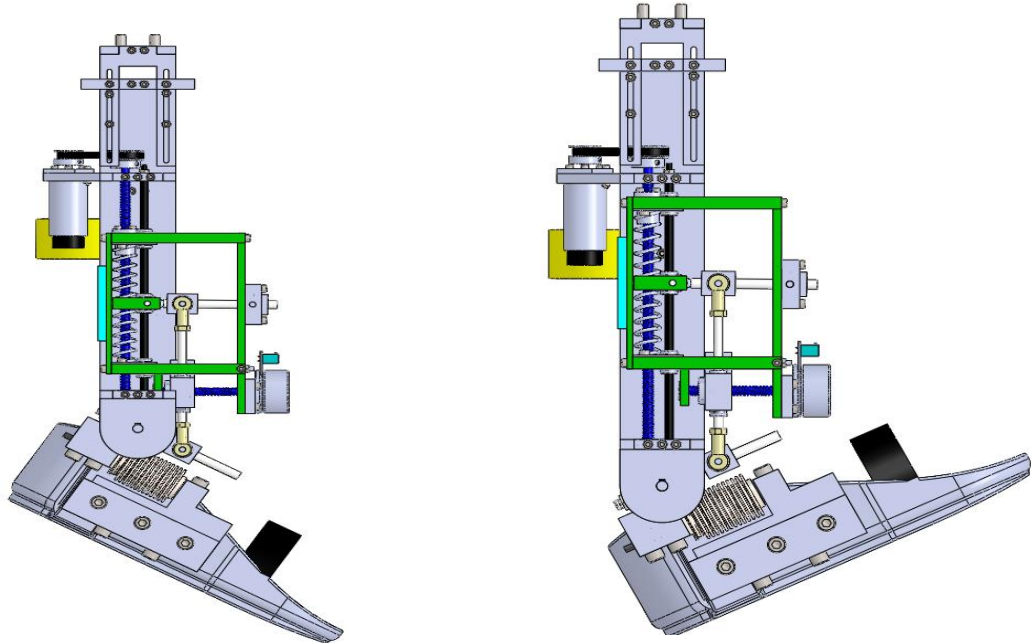
Bölüm 3.1.3'te anlatıldığı üzere tasarımı ve üretimi yapılan, ayak bileği dış iskelet robotun daha kompakt ve farklı boydaki kişilere adapte edilebilmesi amacıyla bazı tasarım düzenlemeleri yapılmıştır. Daha önceki tasarımla karşılaştırıldığında, ayak bileği dış iskelet robotunda yapılan en önemli değişiklikler birisi, sertliği değiştirmek için kullanılan motorun değiştirilmesidir. Önceki tasarımda laboratuvarımızda hali hazırda bulunan Maxon EC-4 pole motor (200 Watt, 48 Volt) kullanılmış ve deneyler bu motor ile yapılmıştır. Ancak yapılan testlerden anlaşılmıştır ki, 70 Watt'lık bir motor bizim gereksinimimizi rahatlıkla sağlamaktadır. Bundan dolayı güç/ağırlık oranı optimum düzeyde olan Maxon EC-45 (70 Watt, 24 Volt) bir motor kullanılmıştır. Diğer yapılan değişikliklerden birisi de, önceki tasarımda vidalı mil mekanizması tahrik edilerek denge konumunu değiştirmek için kullanılan mekanizma, dört kolon üzerinde hareket ederken, şimdiki tasarımın daha kompakt olması ve boyutlarını küçülmek amacıyla iki kolon üzerinde hareket etmektedir. Ayrıca ortaya koyulan tasarımın farklı boyutlardaki bireylere uyarlanabilmesine olanak sağlamak amacıyla bir uzun boyu ayar mekanizması tasarlanmıştır. Önceki tasarım ile güncellenmiş tasarım arasındaki değişiklikler Şekil 3.93'de gösterilmektedir. Bu tasarım Şekil 3.92'deki gibi olması istenen ve yürüme çevrimi esnasında ayak bileğinin yapması gereken 30° plantar-fleksiyon ve 20° dorsal-fleksiyon hareketlerini yapmaktadır (Şekil 3.94). Ayrıca ayak bileği dış iskelet robot tasarımının farklı vücut ölçülerine sahip bireylere de monte edilebilmesi için bir uzun boyu ayar mekanizması tasarlanmıştır. Bu yapılan uzun ayar mekanizmasının en kısa konumu ile en uzun konumu Şekil 3.95'te gösterilmiştir.



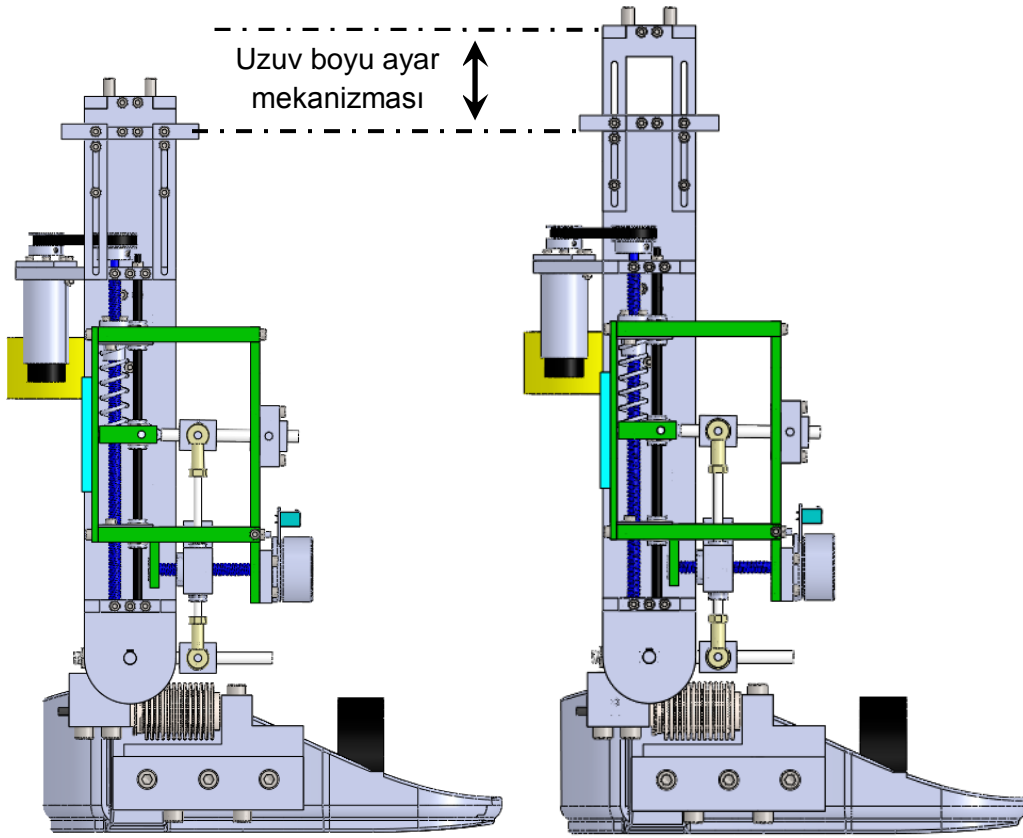
Şekil 3.92. Yürüme çevrimi esnasında ayak bileğinin hareket aralığı



Şekil 3.93. Önceki sertliği değiştirilebilir ayak bileği tasarımı (soldaki) ve güncellenmiş daha kompakt tasarım (sağdaki)



Şekil 3.94. Ayak bileğinin plantar-fleksiyon (soldaki) ve dorsal-fleksiyon (sağdaki) hareketi

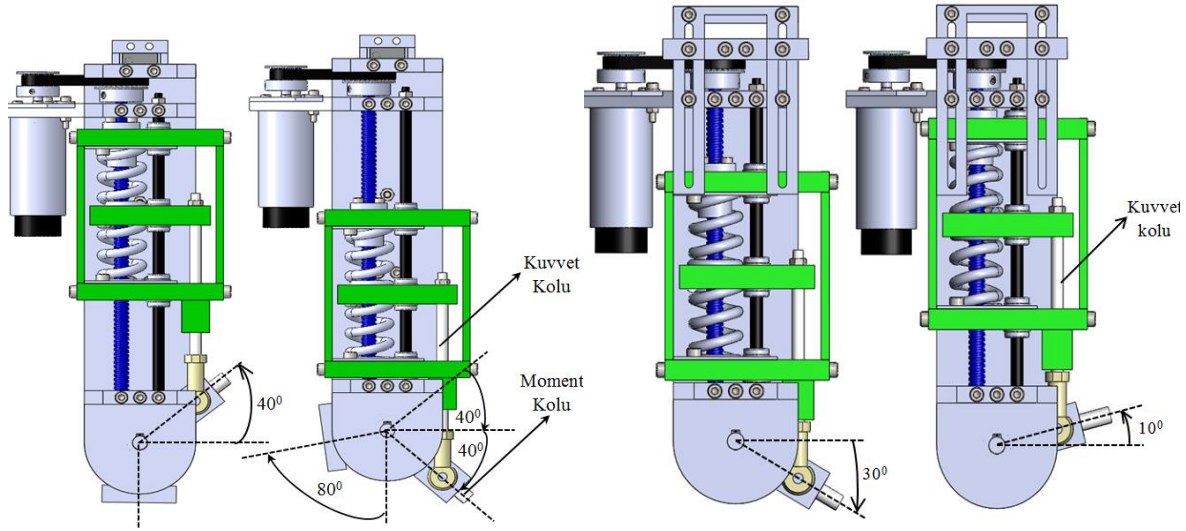


Şekil 3.95. Uzun boyu ayar mekanizmasının farklı konumlardaki gösterimi

3.4.2. Diz ve Kalça Eklemi Dış İskelet Robot Tasarımını

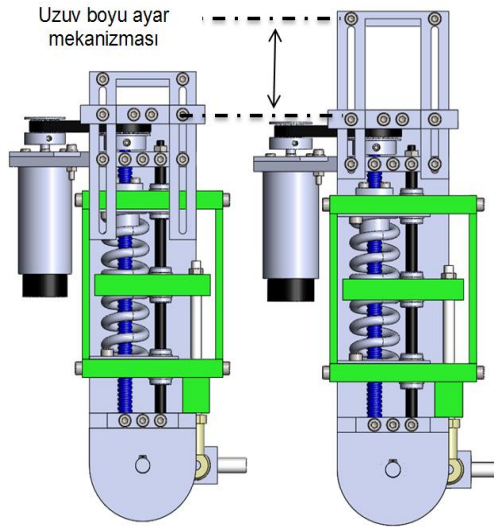
Bölüm 3.2’de anlatıldığı gibi, Shamaei vd. (2013) tarafından ortaya koyulan çalışmada, diz ve kalça eklemleri tek bir sertlik ile yürüme çevrimini tamamladıkları görülmektedir. Bundan dolayı diz ve kalça eklemleri için yumuşak bir eyleyici tasarımı olarak seri elastik eyleyici tasarımları ortaya koyulmuştur. Bu diz ve kalça eklemi için ortaya koyulan eyleyicilerin çalışma prensipleri birbirine benzemektedir. Şekil 3.96’da görüldüğü gibi, motordan alınan dönme hareketi kayış-kasnak mekanizması vasıtasıyla vidalı mili hareket ettirmektedir. Vidalı mil-somun mekanizması, bu dönme hareketini lineer harekete döndürerek yeşil kutu şeklindeki mekanizmayı aşağı-yukarı hareket ettirerek eklemin denge konumunu değiştirmektedir. İki yay arasında bulunan plakanın hareketi, kuvvet kolu vasıtasıyla doğrudan moment koluna yani diğer uzuv bağlantısına aktarılmaktadır. Diz eklemi için ortaya koyulan tasarım diz ekleminin yürüme çevrimi esnasındaki 70° fleksiyon hareketini sağlamaktadır. Kalça eklemi için de ortaya koyulan eyleyici tasarımı diz

ekleminin yürüme çevrimi esnasındaki kalça eklemi 30° fleksiyon ve 10° ekstansiyon hareketlerini sağlamaktadır.



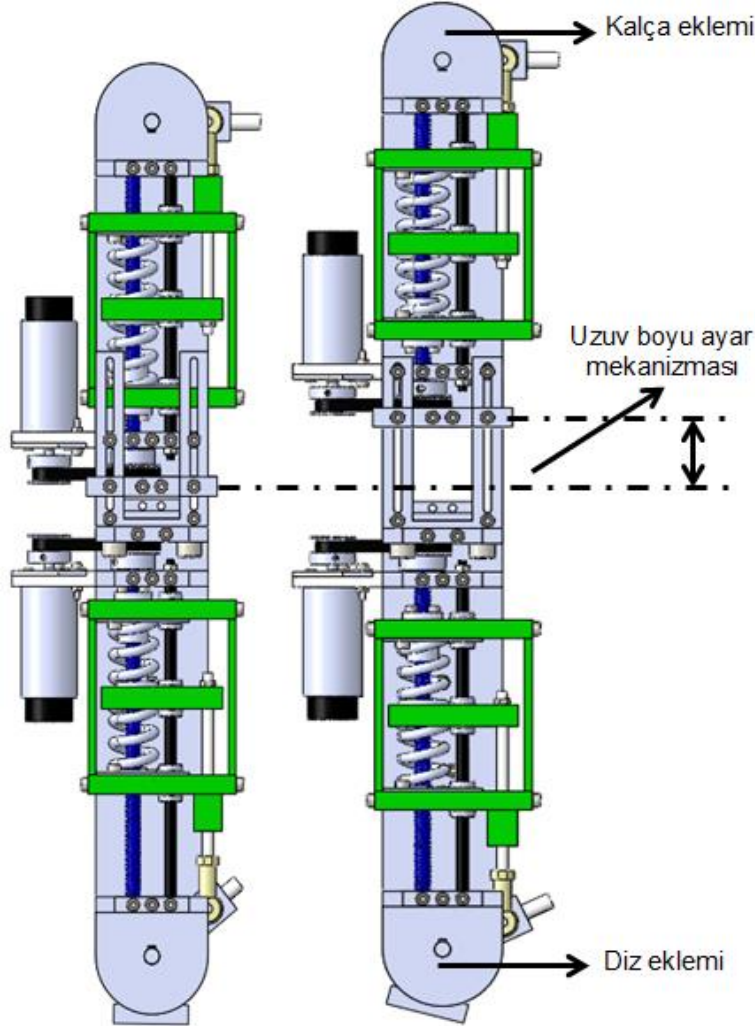
Şekil 3.96. Kalça ekleminin fleksiyon (soldaki) ve ekstansiyon (sağdaki) hareketi

Tasarlanan kalça dış iskelet robot farklı vücut ölçülerine sahip bireylere adapte edilebilmesi için uzuv ayar mekanizması tasarlanmıştır. Bu yapılan tasarım ile dış iskelet robot, 170-190 cm uzunluğa sahip kullanıcılar tarafından kullanılabilir. Şekil 3.97'de uzuv ayar mekanizmasının farklı uzunluklara ayarlanmış şekli görülmektedir.



Şekil 3.97. Kalça eklemi uzuv ayar mekanizmasının farklı bireyler için ayarlanması

Yukarı ayrı ayrı olarak verilen diz ve kalça eklemleri için ortaya koyulan tasarımlar, hem kompakt olması hem de kullanıcıya kolayca adapte edilebilmesi için bir bütün halinde tasarlanmıştır. Ortaya koyulan bu tasarımın bütün mekanizmaları uyluk kemiğine gömülmüştür. Şekil 3.98’de bütün olarak ortaya koyulan tasarım görülmektedir. Ayrıca farklı vücut ölçülerine sahip bireylerin kullanımı için tasarlanan uzuv ayar mekanizması da gösterilmiştir.

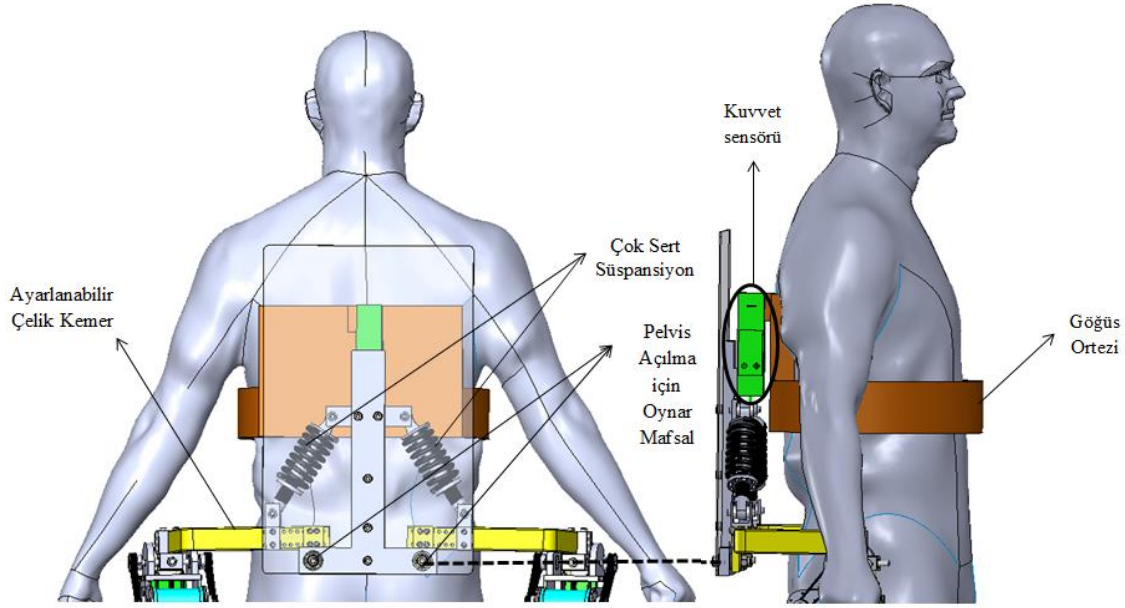


Şekil 3.98. Diz ve kalça dış iskelet robotlarının bütün halindeki tasarımı

3.4.3. Gövde-Sırt Bağlantısı Dış İskelet Robot Tasarımı

Bizim tasarladığımız dış iskelet robot, hem hasta kişilerde rehabilitasyon hem de sağlıklı kişilerde yük taşıma kabiliyetinin artmasına yardımcı olması amacıyla tasarlanmıştır. Bunu

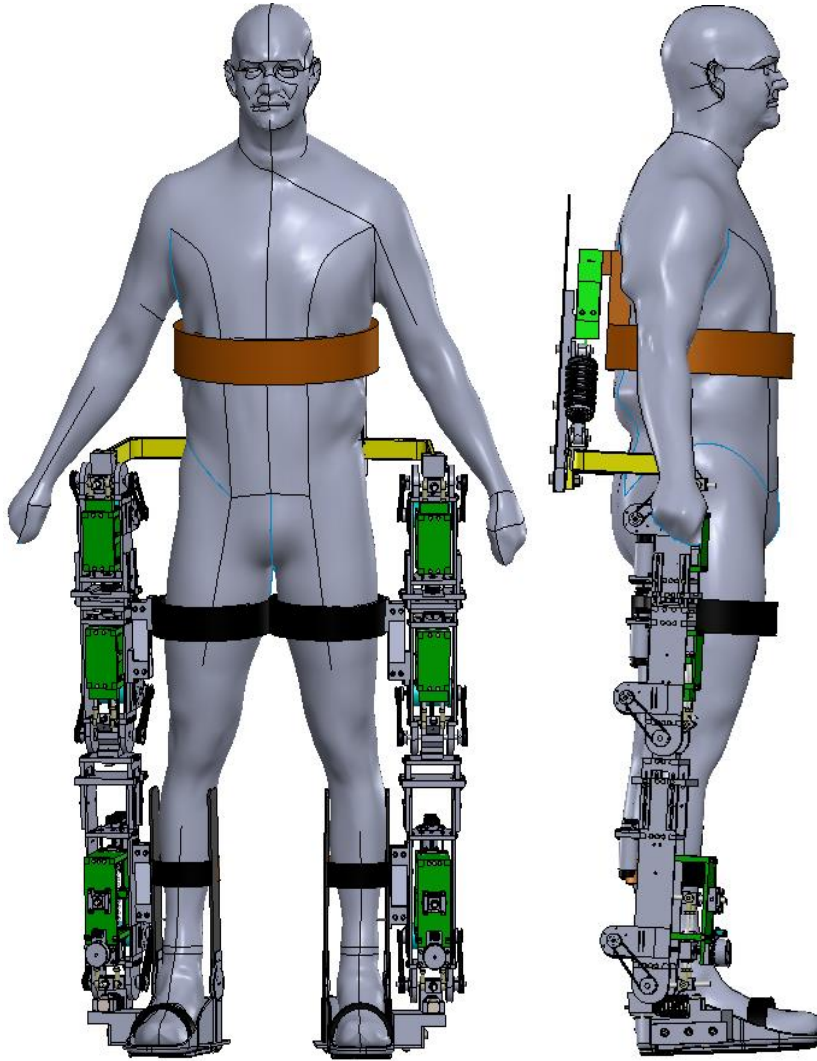
gerçeklemek için dış iskelet robot ile vücut bağlantısını sağlamak amacıyla sırt bağlantısı tasarımı yapılmış olup, bu sırt bağlantısını vücuda adapte etmek amacıyla kullanıcıya özgü bir göğüs ortezi kullanılmıştır. Sırt bağlantısı bir kuvvet sensörü vasıtasıyla göğüs ortezi monte edilmiştir. Şekil 3.99’da sırt bağlantısı ve göğüs ortezinin arkadan ve yandan görüntüsü verilmiştir.



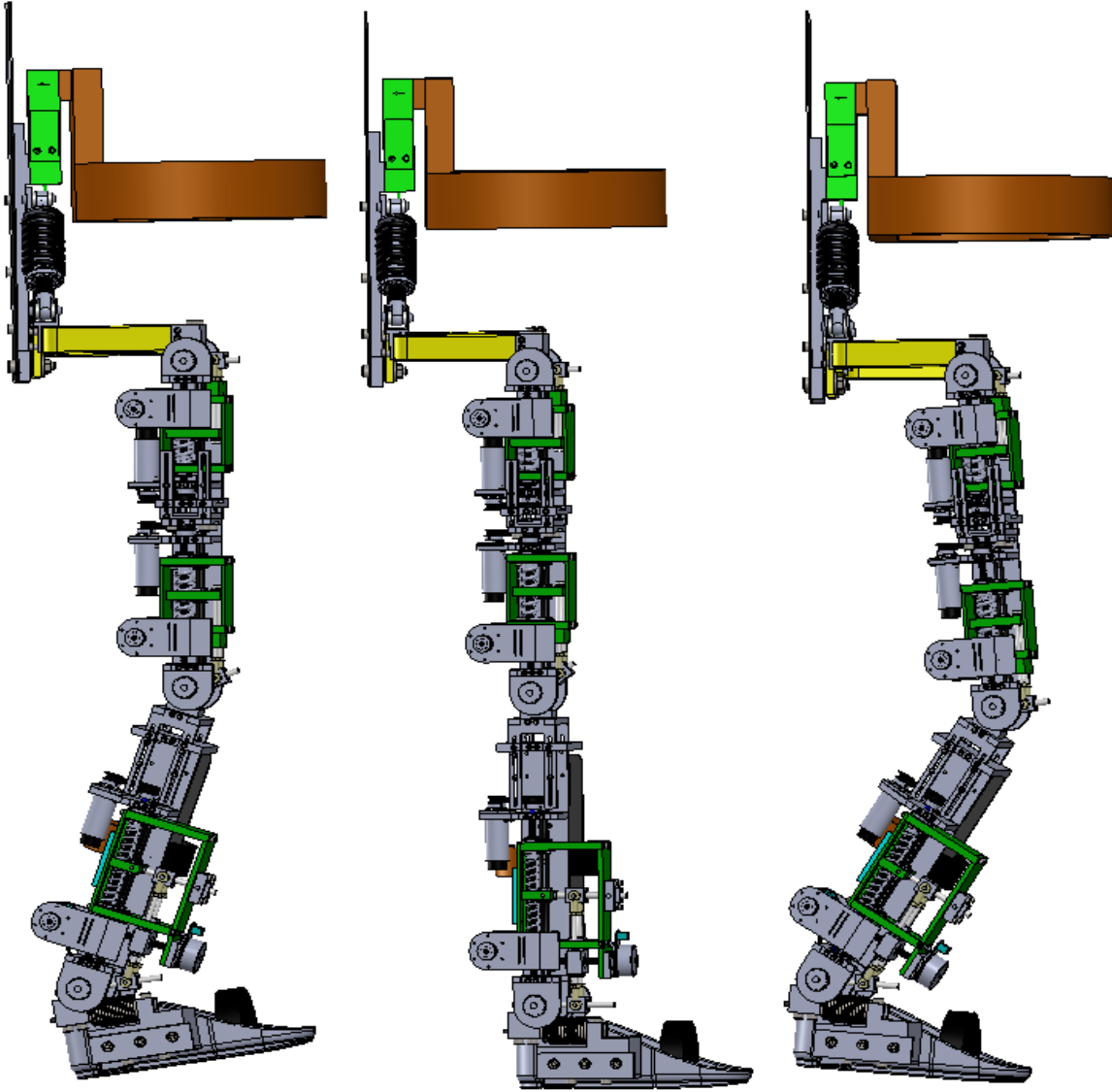
Şekil 3.99. Sırt bağlantısı ve göğüs ortezinin arkadan (soldaki) ve önden (sağdaki) görüntüleri

3.4.4. Komple Alt Uzun Dış İskelet Robot

Daha önceki bölümlerde ayrı olarak tasarımı anlatılan ayak bileği, diz ve kalça dış iskelet robotları bir insan modeli üzerine uygulanarak komple dış iskelet robot tasarımı bu bölümde verilmiştir. Şekil 3.100’de insan modeli üzerine uygulanan dış iskelet robotun önden ve sağ yandan resimleri görülmektedir. Şekil 3.100’de görüldüğü gibi, insan modelinin sağ ve sol tarafına ayak bileği, diz ve kalça eklemi için yapılan tasarımlar uygun bir şekilde yerleştirilmiştir. Ayak bileği dış iskelet robot baldır kemiği hizasına yerleştirilirken, diz ve kalça dış iskelet robot kompakt olarak tasarlanarak uyluk kemiği hizasına yerleştirilmiştir. Ayrıca komple dış iskelet robotun yürüme çevrimi esnasında alacağı farklı pozisyonlar Şekil 3.101’de verilmiş olup, dış iskelet robotun hareket kabiliyeti gösterilmiştir.



Şekil 3.100. Komple dış iskelet robot tasarımı önden (soldaki) ve yandan (sağdaki) görüntüsü



Şekil 3.101. Komple dış iskelet robot tasarımının farklı pozisyonları

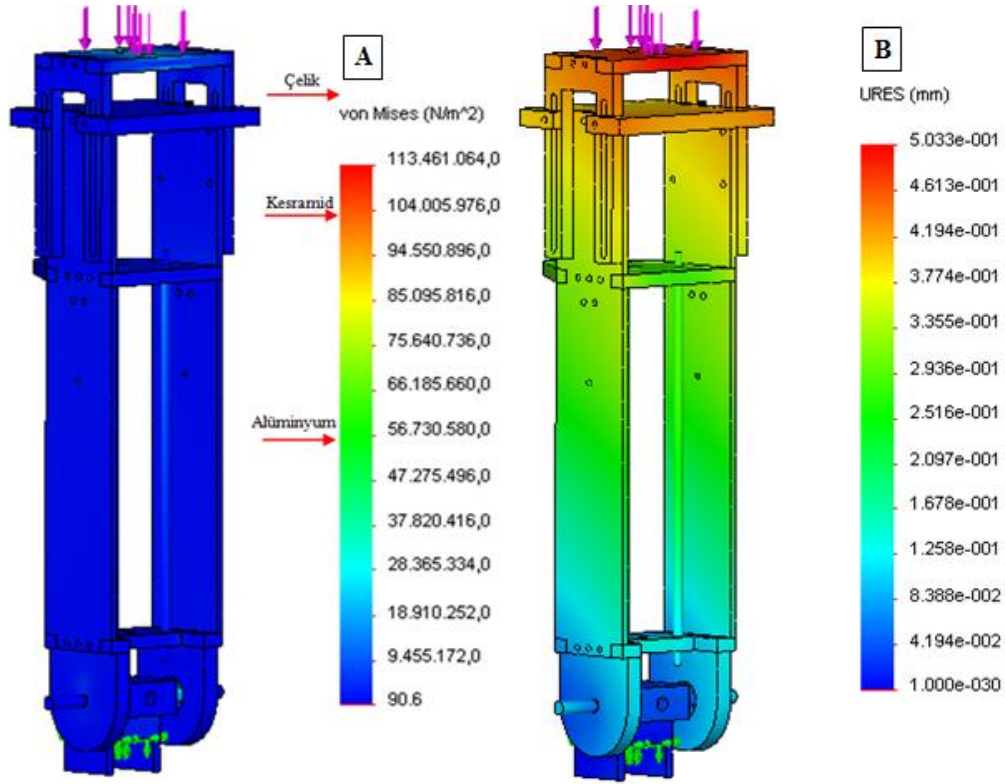
3.4.5. Dış İskelet Robotun Sonlu Elemanlar Analizi

Önceki bölümde, ayak bileği, diz ve kalça eklemleri için dış iskelet robot tasarımı yapılmış olup, daha sonra bu tasarımlar bir araya getirilerek komple alt uzuv dış iskelet robot tasarımı yapılmıştır. Daha sonra ortaya koyulan komple tasarım bir insan modeline giydirilerek dış iskelet robotun farklı tasarım görüntüleri sunulmuştur. Tasarımı yapılan alt uzuv dış iskelet robotun üretim aşamasına geçmeden önce, hem kullanmak istediğimiz malzemelerin dayanımı hem de

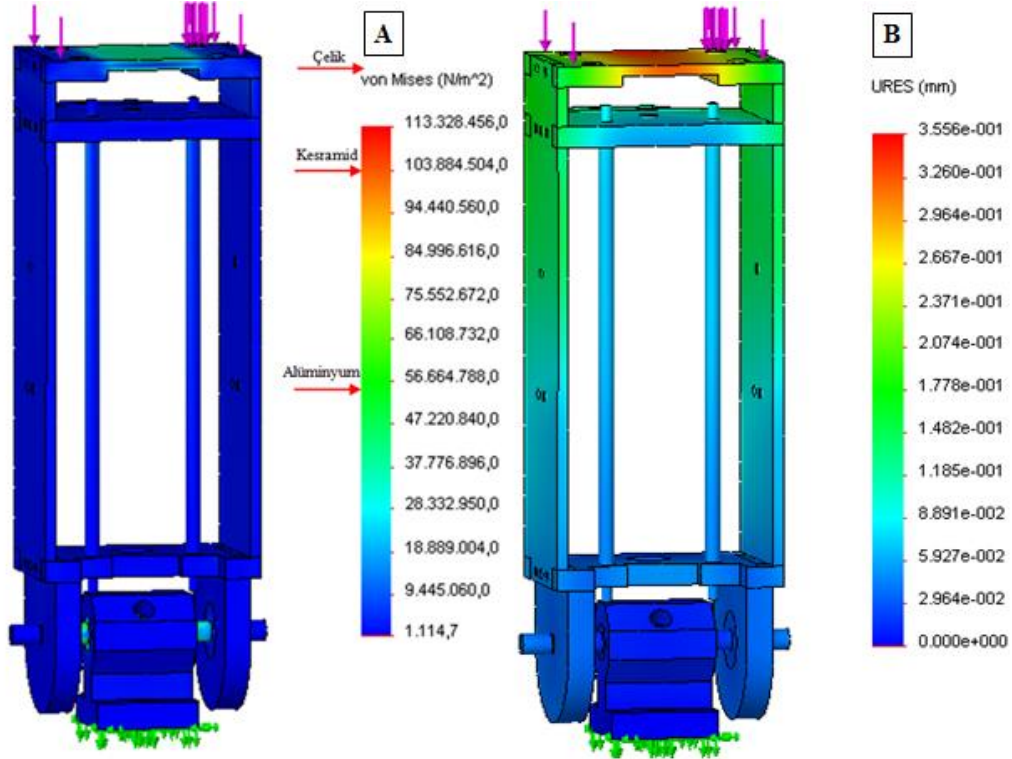
dış iskelet robotun mukavemet analizi için alt uzuv dış iskelet robotun Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) yapılmıştır.

Kavramsal olarak tasarlanan, malzeme seçimi ve boyutlandırılması yapılan dış iskelet robotunun, nihai tasarımının prototip üretimine geçmeden önce statik kuvvet analizi yapılmıştır. Analiz çalışması ayak bileği, diz, kalça, diz ve kalça, tek bacak ve komple dış iskelet robot çalışmaları olarak farklı bileşenlere ayrılmış ve buna göre analiz çalışması yapılmıştır.

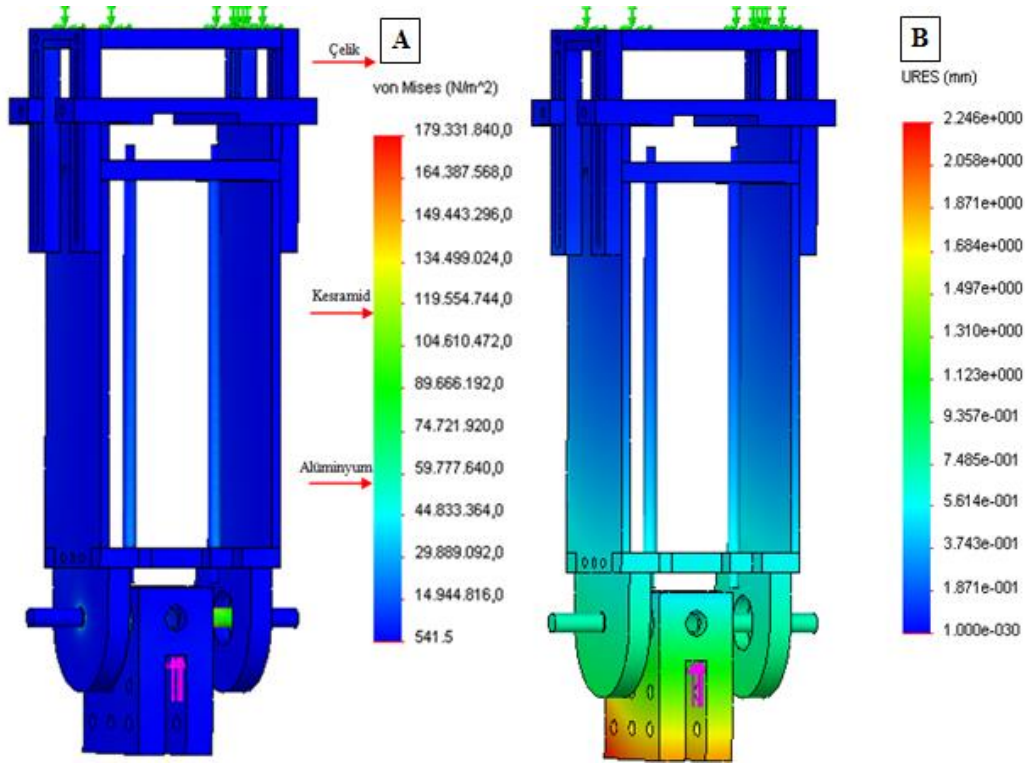
Dış iskelet robotu oluşturan ayak bileği, diz ve kalça eyleyicileri karmaşık parçalardan oluşmaktadır. Hem kullanılan SolidWorks programı hem de kullanılan bilgisayarın özellikleri belli sayıdaki parçaların analizine olanak verdiği için, bütün parçaları ele alarak analiz yapmak mümkün değildir. Bundan dolayı, analiz çalışmaları yaparken, yük taşıyan parçalar dikkate alınarak tasarımda sadeleştirme yapılmış ve analizler buna göre gerçekleştirilmiş. Analiz çalışması için, bütün parçalara malzeme ataması yapılmış olup, dış iskelet robotun alt noktasındaki parçalar sabit eleman olarak seçilmiş ve en üst noktadan yayılı kuvvet uygulanmıştır. Son işlem olarak mesh atama işlemi yapılmış ve analiz çalıştırılmıştır. Ayak bileği, diz, kalça, diz ve kalça, tek bacak ve komple dış iskelet robotların sonlu elemanlar analiz sonuçlarına göre Gerilim [N/m^2] ve Yer Değiştirme [mm] ifadeleri sırasıyla Şekil 3.102, 3.103, 3.104, 3.105, 3.106, 3.107 ve 3.108'de ayrı ayrı sunulmuştur.



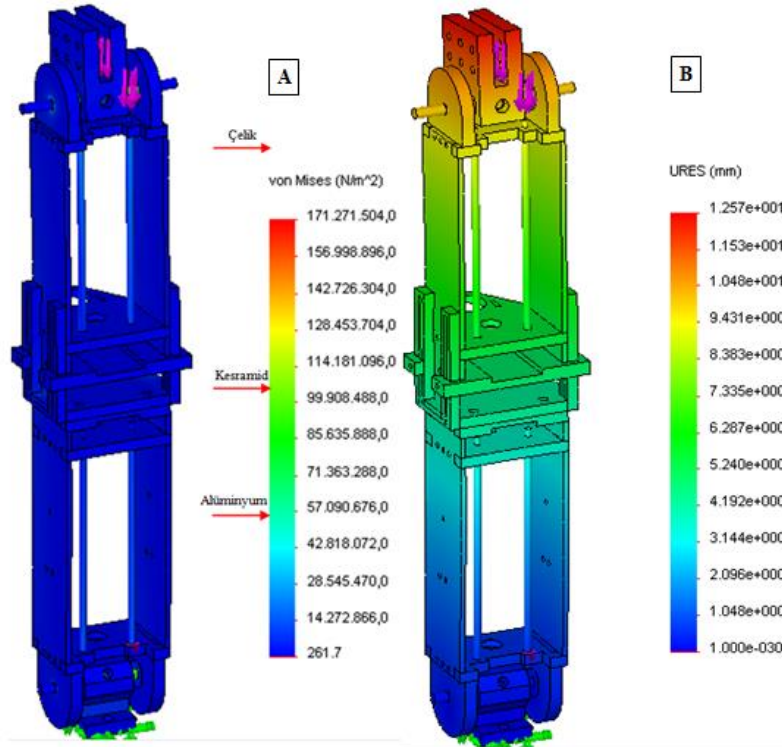
Şekil 3.102. Ayak bileği dış iskelet robot için (A) Gerilme ve (B) Sehim değerleri



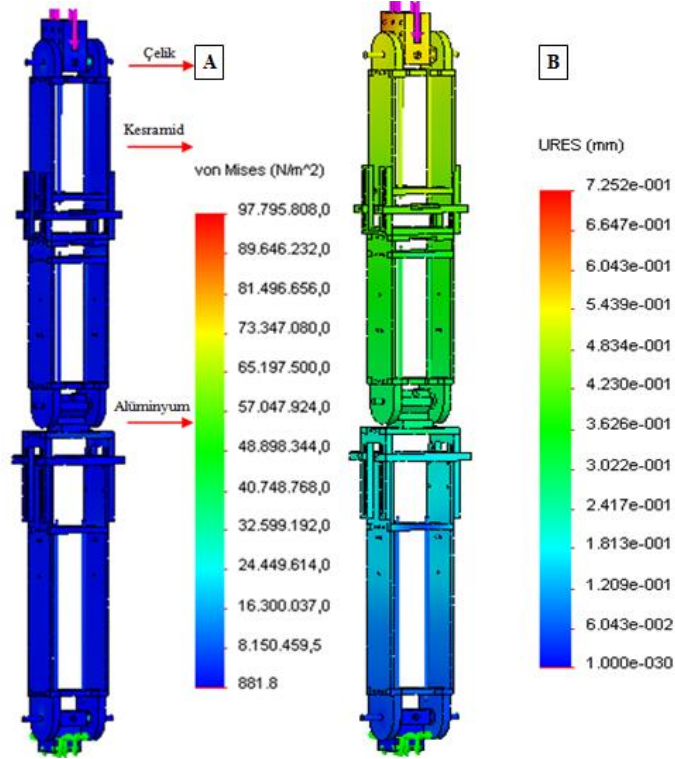
Şekil 3.103. Diz eklemi dış iskelet robot için (A) Gerilme ve (B) Sehim değerleri



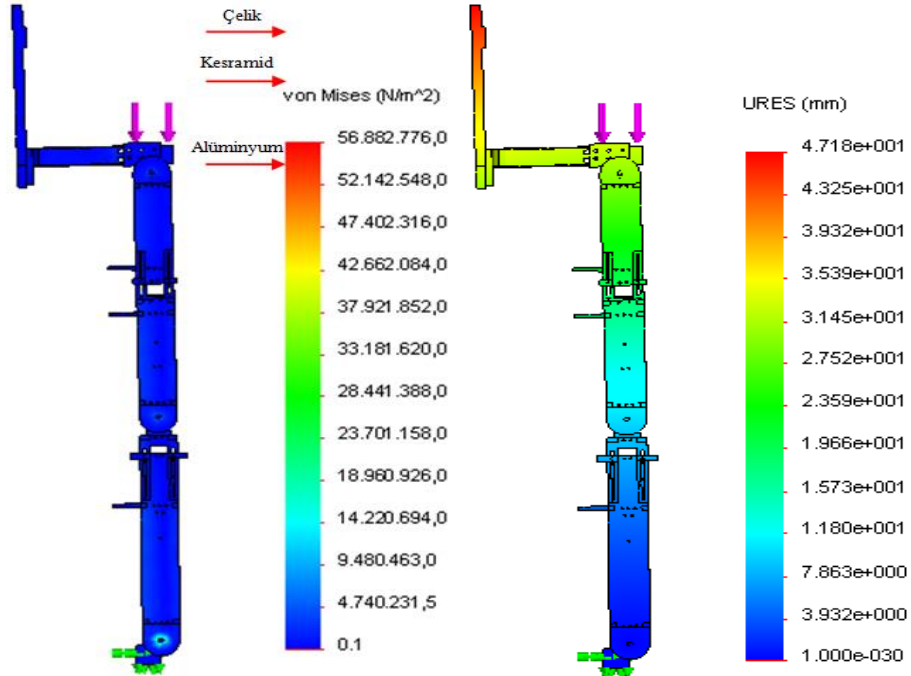
Şekil 3.104. Kalça eklemi dış iskelet robot için (A) Gerilme ve (B) Sehım değerleri



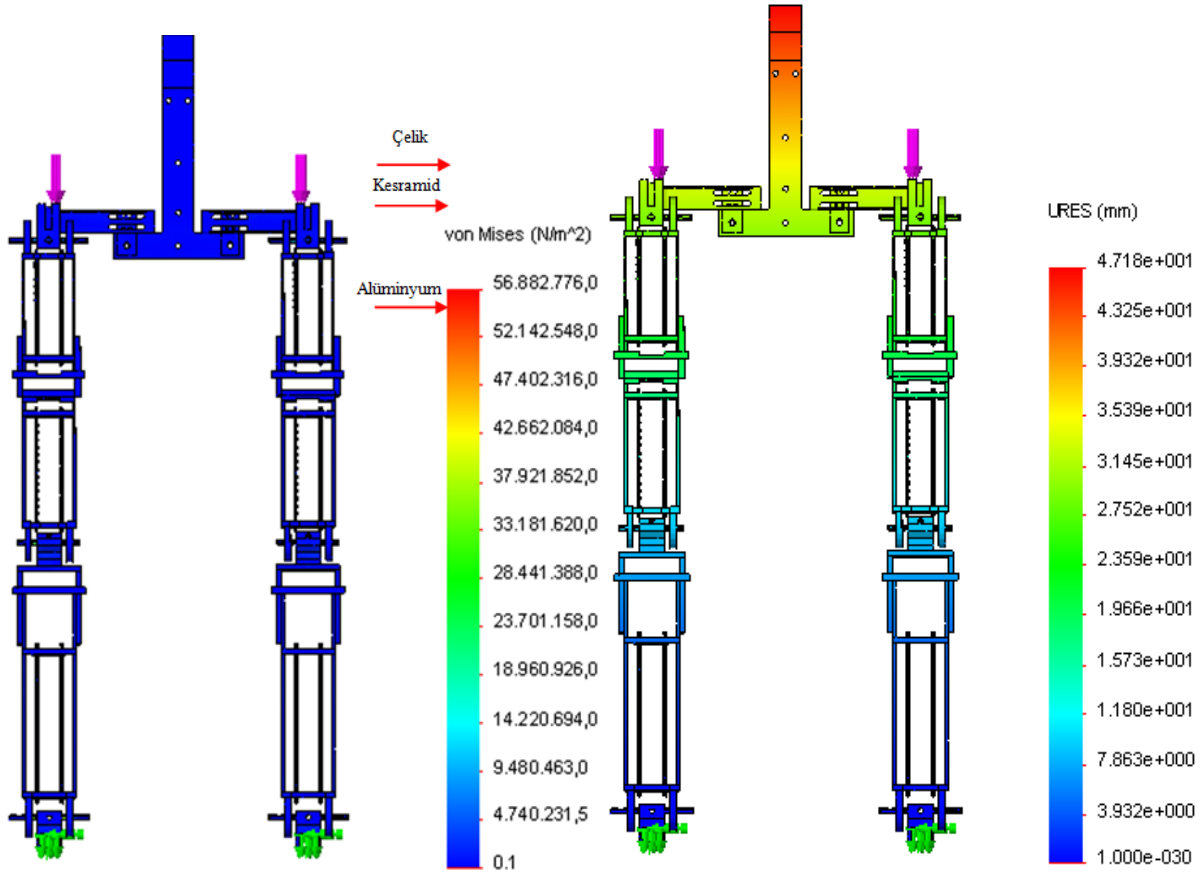
Şekil 3.105. Kompakt diz ve kalça dış iskelet robot için (A) Gerilme ve (B) Sehım değerleri



Şekil 3.106. Tek bir bacak dış iskelet robot için (A) Gerilme ve (B) Sehim değerleri



Şekil 3.107. Alt uzuv dış iskelet robot Gerilme (soldaki) ve Sehim (sağdaki) değerleri (Yandan)

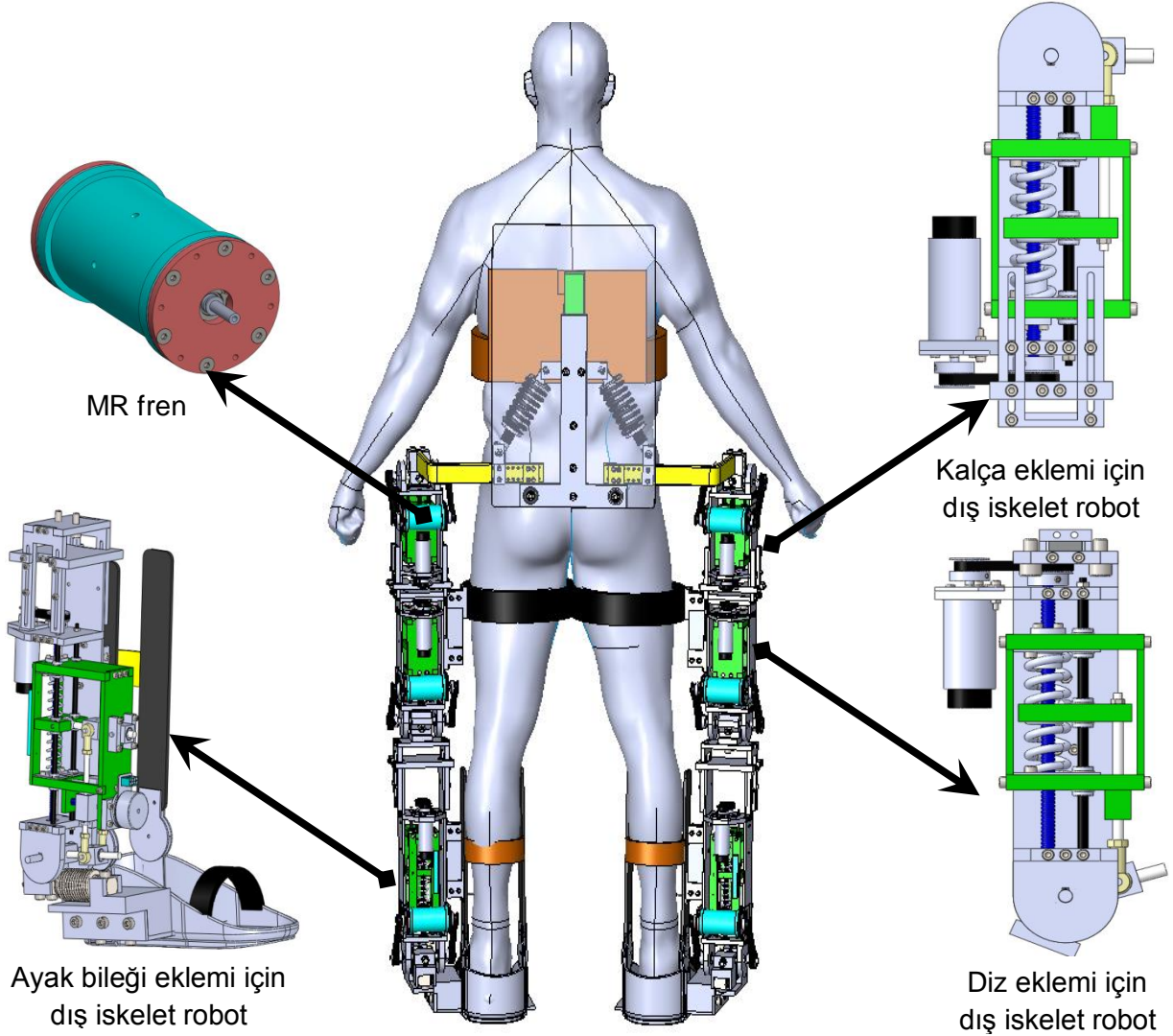


Şekil 3.108. Alt uzuv dış iskelet robot Gerilme (soldaki) ve Sehim (sağdaki) değerleri (Önden)

Bu bölümde, öncelikli olarak ayak bileği eklemi, diz eklemi ve kalça eklemi dış iskelet robot için belli kuvvet değeri için statik kuvvet analizi yapılmıştır. Daha sonra bu tasarımlar bir araya getirilerek komple alt uzuv dış iskelet robot tasarımı için analiz çalışması yapılmıştır. Bu farklı dış iskelet robotların analiz çalışmaları 800 N kuvvet altında yapılmış olup, gerilme ve sehim sonuçları ortaya koyulmuştur. Analiz sonuçlarına göre, mekanik yapı üzerindeki mavi bölgelerin kullanılan keramid malzemenin (akma mukavemet değeri=103 MPa) ve alüminyum malzemenin (akma mukavemeti değeri=55 MPa) akma mukavemet değerlerini aşmadığı görülmektedir. Bundan dolayı hem tasarımın hafif olması hem de oluşan gerilme değerlerini karşılayabilecek olması nedeniyle, seçilen bu malzemelerin alt uzuv dış iskelet robot tasarımında kullanımının uygun olduğu görülmüştür.

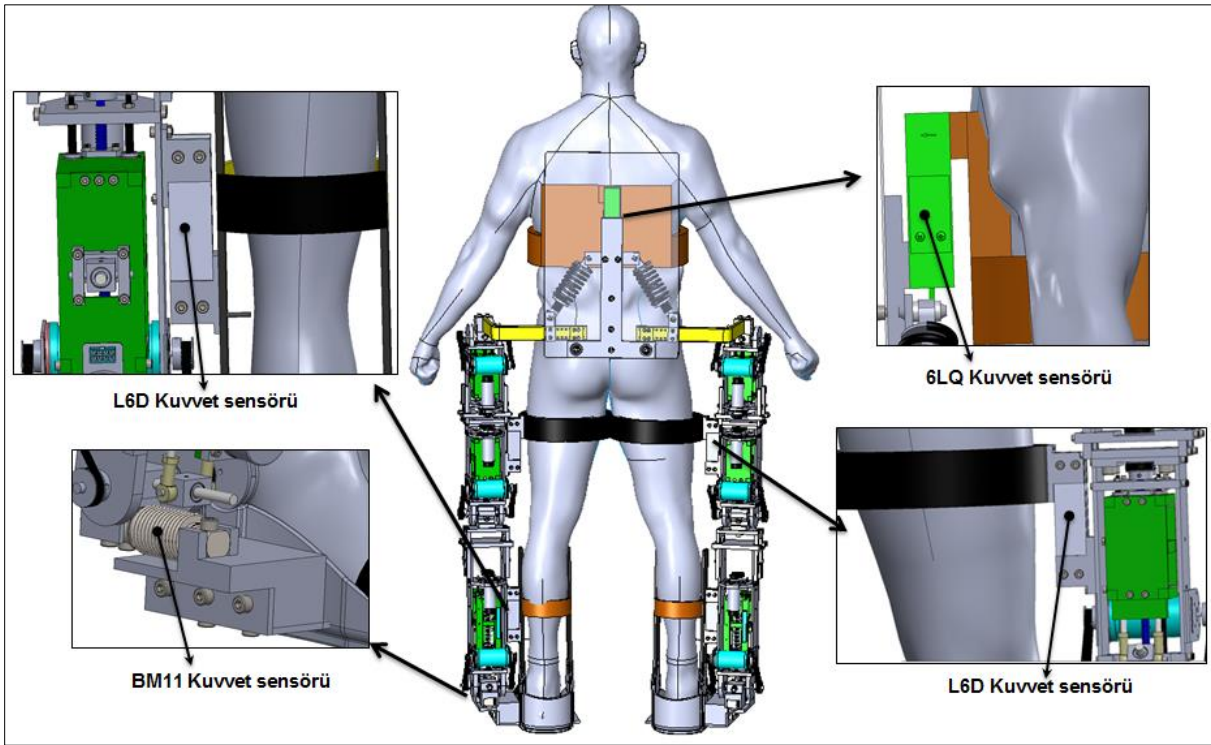
3.5. Alt Uzun Dış İskelet Robotun Montajı Ve Üretimi

Ayrıntılı olarak tasarımı verilen ayak bileği, diz ve kalça dış iskelet robotları bir araya getirilerek komple alt uzun dış iskelet robot tasarımı oluşturulmuş ve bu tasarımın insan modeli üzerinde uygulanması Bölüm 3.4.4'te anlatılmıştı. Daha sonra Bölüm 3.2'de ayrıntılı olarak tasarımı anlatılan MR fren tasarımı da bu insan modeli üzerine adapte edilerek alt uzun dış iskelet robot tasarımı nihai haline almıştır. İnsan modeli üzerine monte edilen MR fren, ayak bileği, diz ve kalça dış iskelet robotları tasarımlarının ayrıntılı resimleri Şekil 3.109'da gösterilmiştir.



Şekil 3.109. Komple dış iskelet robot tasarımı bileşenleri

Alt uzuv dış iskelet robot eklemleri için ayrı ayrı uygulanabilecek modüler kuvvet geri beslemeli kontrol algoritmaları geliştirebilmek için, kullanıcı ve dış iskelet robot arasına yedi tane kuvvet sensörü yerleştirilmiştir. Bu kuvvet sensörleri hem kullanıcı ve robot etkileşimini ölçmekte hem de kullanıcı ile robot bağlantısını sağlamaktadır. Bu sensörler dış iskelet robotun yer ile teması sırasındaki yer tepki kuvvetini ölçmek, bacak ile dış iskelet robot uzvu arasındaki etkileşim kuvvetini ölçmek, diz-kalça dış iskelet robot bölümü ile uyluk arasındaki tepki kuvvetini ölçmek ve kullanıcının sırt bölgesine gelen tepki kuvvetini ölçmek için kullanılmıştır. Kullanıcı ve dış iskelet robot arasına yerleştirilen kuvvet sensör bağlantıları Şekil 3.110'da ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

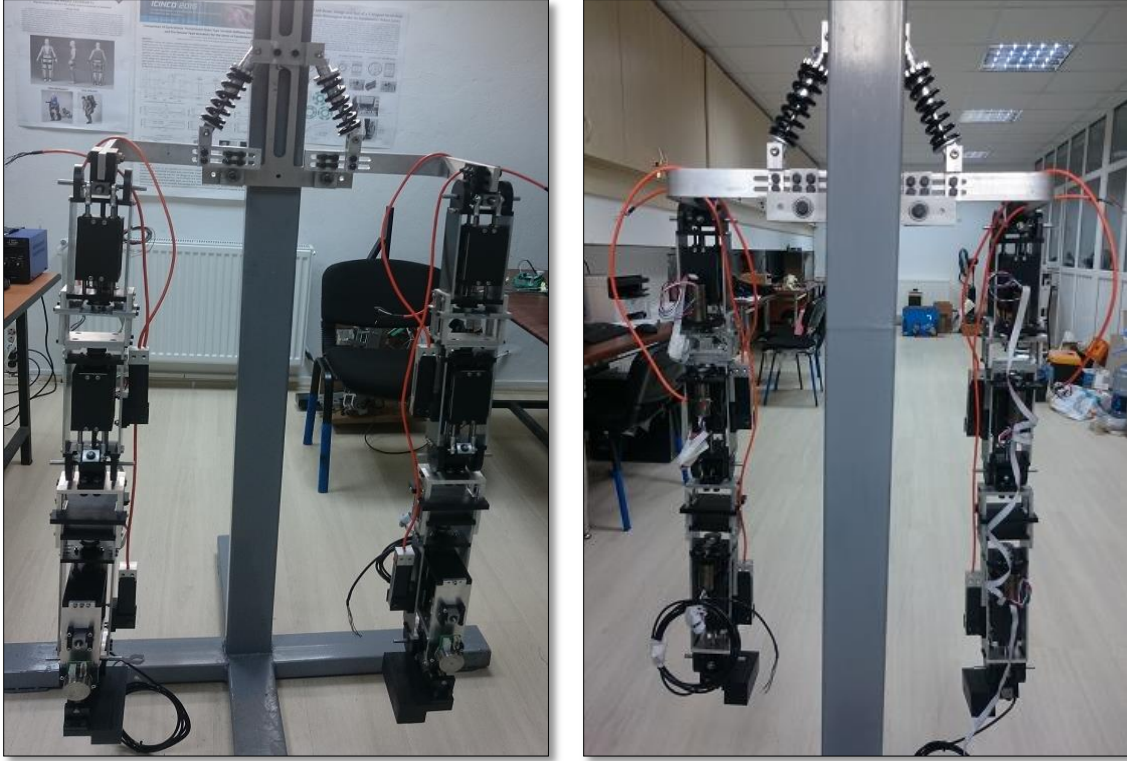


Şekil 3.110. Kuvvet sensör bağlantılarının gösterimi

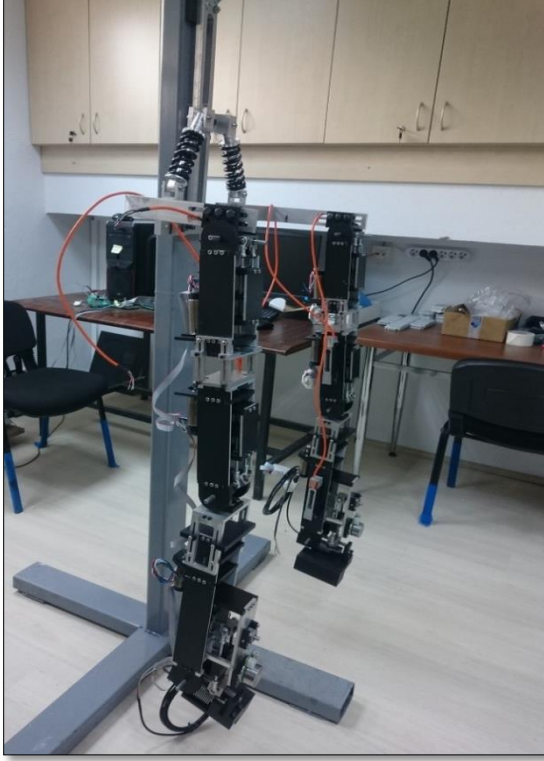
3.5.1. Alt Uzuv Dış İskelet Robot Üretimi

Alt uzuv dış iskeleti oluşturan bileşenler, daha önceki bölümlerde ayrıntılı olarak sunulmuştu. Bu bölümde, montajı ve üretimi tamamlanan dış iskelet robotun son hali verilmiştir. Verilen resimler üzerinde her bir kısım için ayrı ayrı açıklamalar eklenmiş olup, robotun farklı pozisyonlarda ve farklı açılarda çekilmiş fotoğrafları Şekil 3.111-3.116'da verilmiştir. Üretilen alt uzuv dış iskelet robot çok sayıda parçadan oluşmakta olup, robot ağırlığının mümkün olduğunca hafif olması için

kritik olmayan kısımlarda kestamid, orta kritiklikteki yerlerde alüminyum ve eklem mili gibi kritik yerlerde ise çelik malzeme kullanılmıştır. Bu doğrultuda komple bir bacak (bütün sensörler, motorlar, ekipmanlar dâhil) 6,5 kg olup, bütün dış iskelet robot ise 17 kg olarak imal edilmiştir. Dış iskelet robotu oluşturan ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin yürüme çevrimi esnasındaki hareketlerini gözlemlemek için Şekil 3.111’de gösterildiği gibi bir platform üzerine asılmış ve yürüme hareketleri gerçekleştirilmiştir.



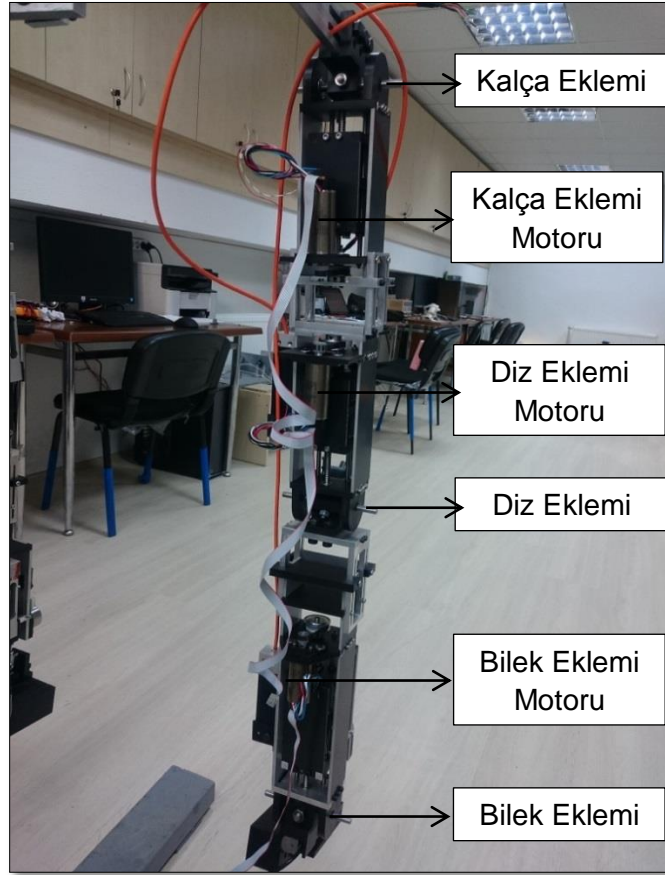
Şekil 3.111. Alt uzuv dış iskelet robotun önden ve arkadan görüntüsü



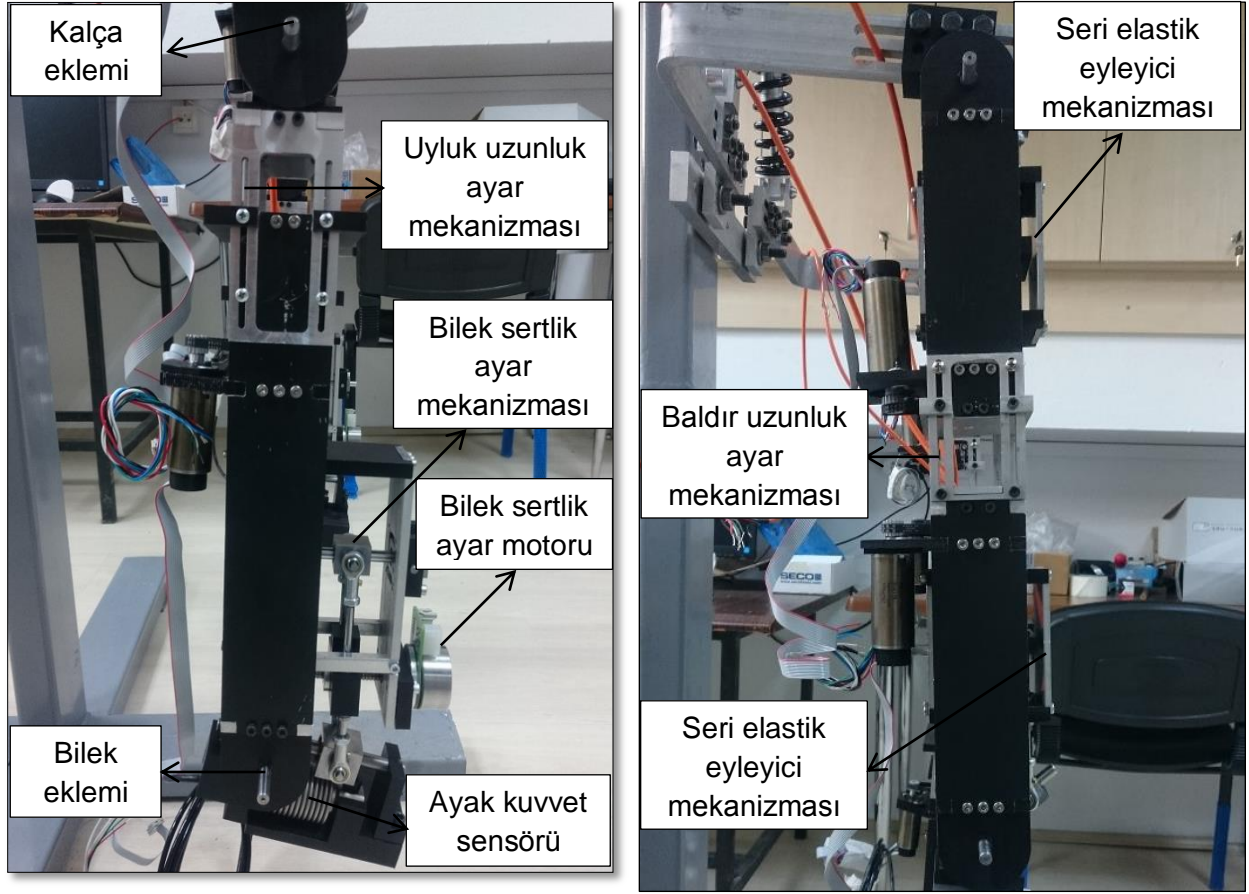
Şekil 3.112. Alt uzuv dış iskelet robotun sol yan ve sağ yan görüntüsü



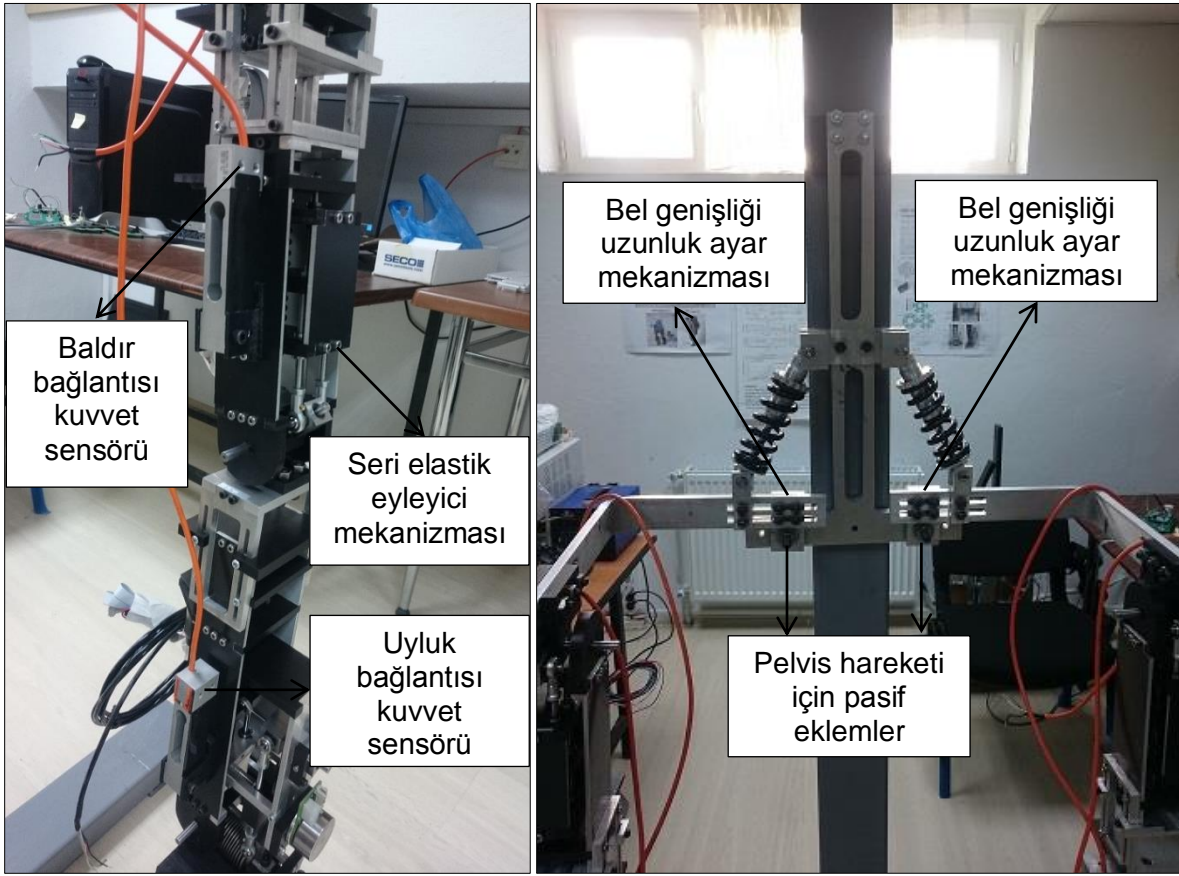
Şekil 3.113. Dış iskelet robotun farklı eklem açılarında sol yan ve sağ yan görüntüsü



Şekil 3.114. Dış iskelet robotun motor bağlantıları



Şekil 3.115. Dış iskelet robotun baldır ve uyluk kısımları kısmı

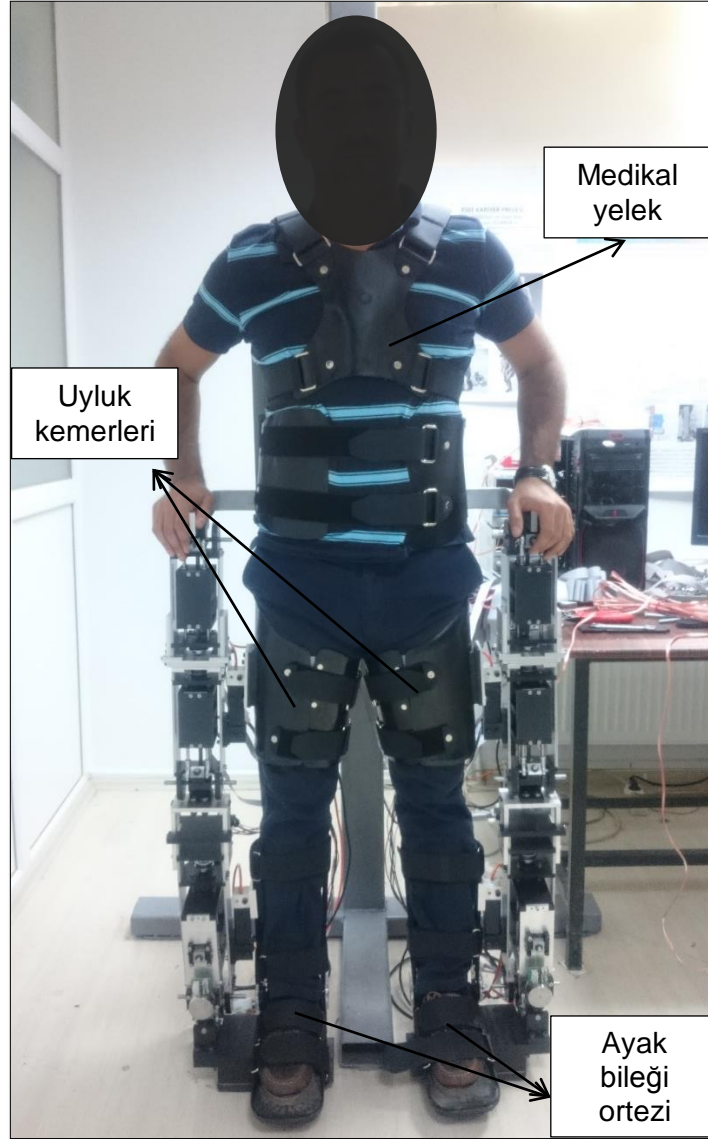


Şekil 3.116. Dış iskelet robotun insan bacağına bağlantı kısımları

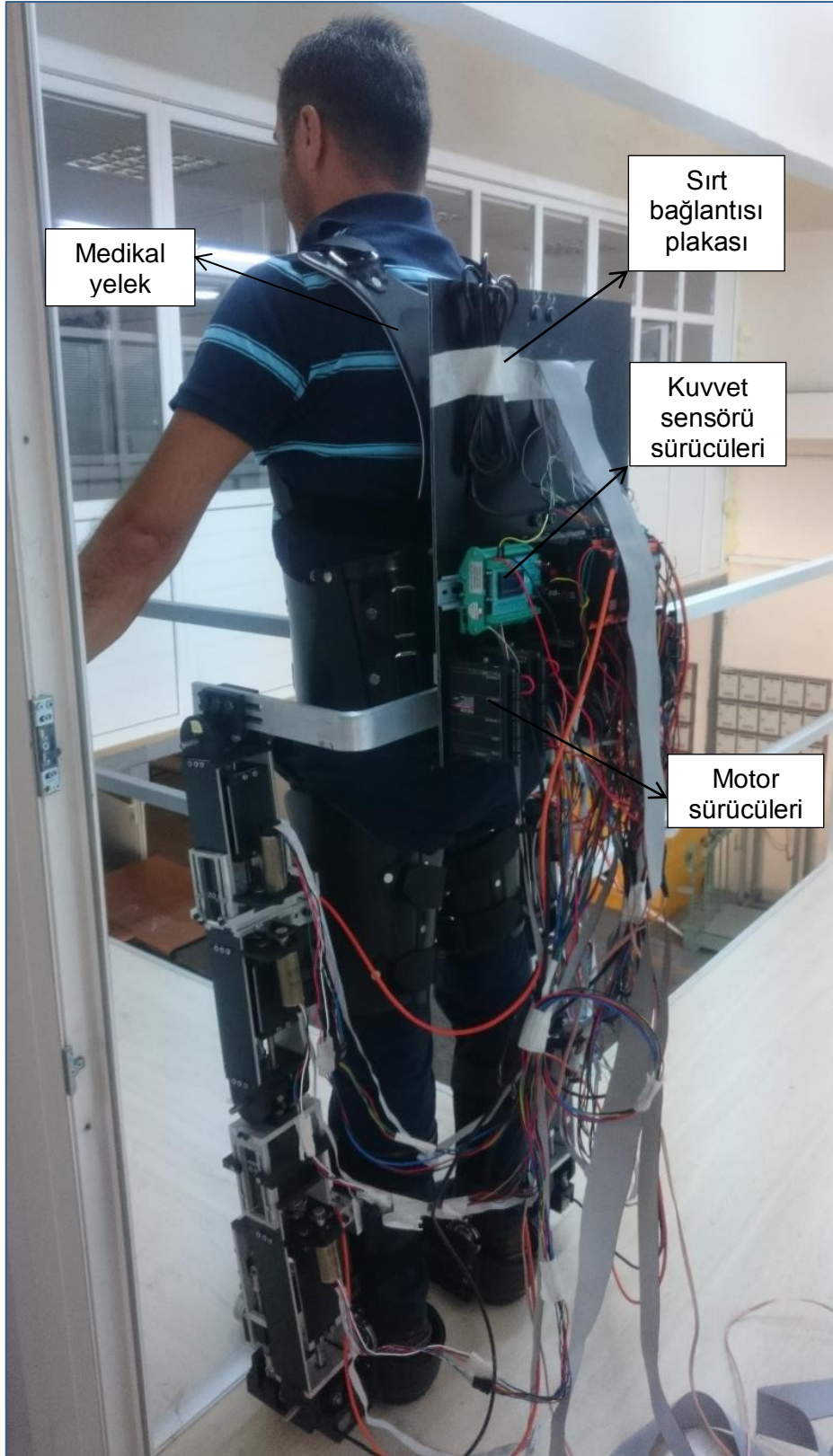
Tasarımı ve üretimi yapılan alt uzuv dış iskelet robotun kullanıcıya adapte edilebilmesi için bazı medikal ekipmanlar tasarlanmış ve bunların üretimi gerçekleştirilmiştir. Robotun kullanıcıya adaptasyonu için, baldır ve uyluk kemerleri, ayak bileği ortezi ve medikal yelek tasarımı yapılmış ve bir medikal firması tarafından bu ekipmanların üretimi yapılmıştır (Şekil 3.117).

Robot ile ayak bağlantısını sağlamak için ayak bileği ortezi kullanılmış ve kullanıcı ortezi giyerek robot ile etkileşimini gerçekleştirmektedir. Ayak bileği ortezini giyen kullanıcının baldır ile bağlantısını sağlamak amacıyla baldır kemerleri kullanılmıştır. Ayrıca, robot ile kullanıcı bağlantısını daha mukavim yapmak için tasarımı ve üretimi yapılan uyluk kemeri kullanılmıştır. Bu uyluk kemeri üzerine açılan slotlarla, robotun farklı vücut ölçülerine sahip kullanıcılara adapte edilmesine olanak sağlanmaktadır. Son olarak, robotun üst kısmının kullanıcı ile adaptasyonu için medikal yelek üretimi yapılmıştır. Bu medikal yeleğin arka kısmı alüminyum levha ile güçlendirilmiş ve bu alüminyum levha üzerine kestamid malzemeden imal edilmiş sırt bağlantı

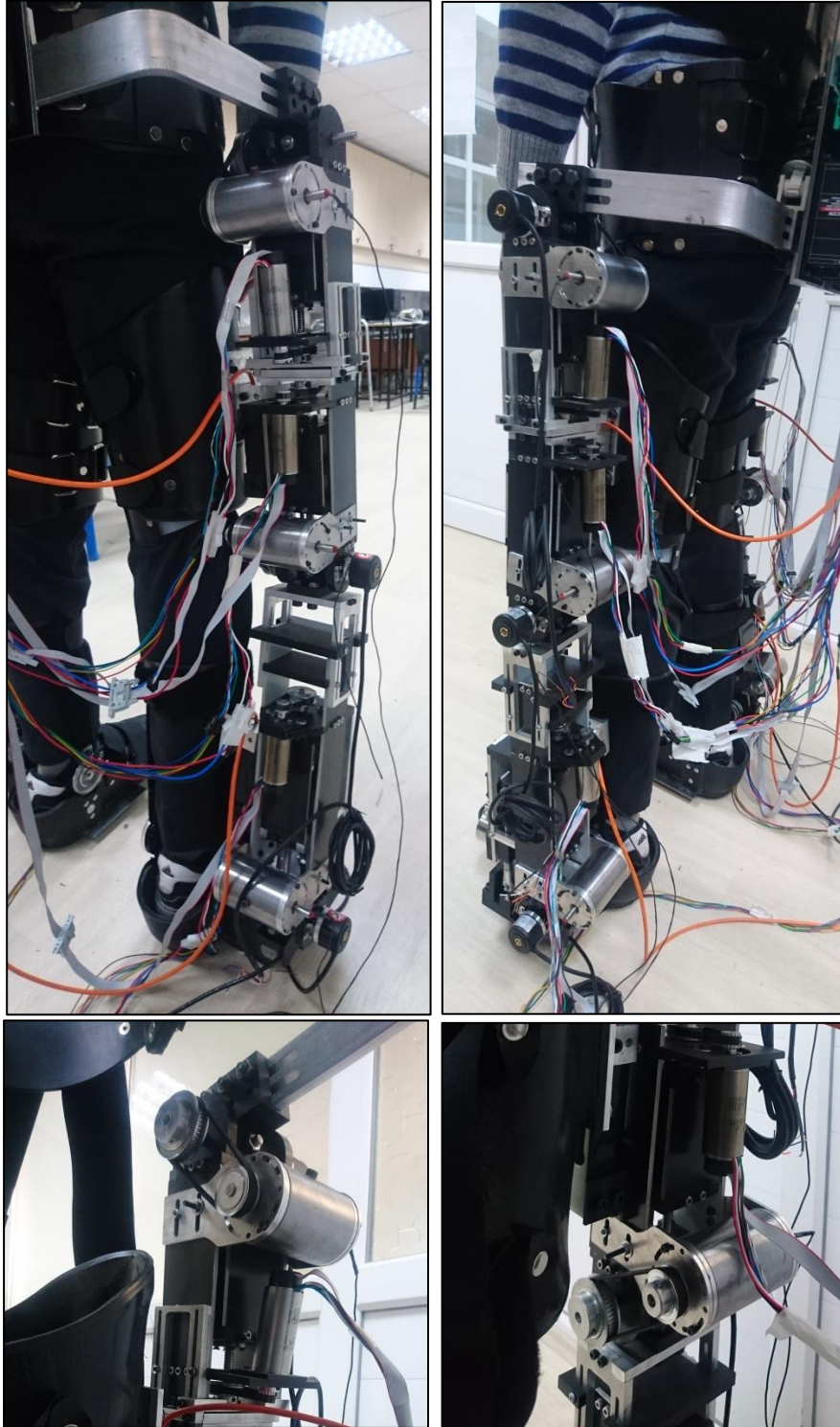
plakası yerleştirilmiştir. Alt uzuv dış iskelet robotta bulunan 8 adet motora ait motor ve altı adet kuvvet sensörü sürücüsü bu bağlantı plakası üzerine sırasıyla yerleştirilmiş ve sürücülerin gerekli kablo bağlantıları yapılarak, alt uzuv dış iskelet robot hem yürüme hareketi hem de kullanıcıya giydirmek için uygun hale getirilmiştir. Ayrıca yapılacak kontrol çalışmaları içinde alt uzuv dış iskelet robot uygun hale getirilmiştir (Şekil 3.118).



Şekil 3.117. Kullanıcı üzerine giydirilen alt uzuv dış iskelet robotun önden görünümü



Şekil 3.118. Kullanıcı üzerine giydirilen alt uzuv dış iskelet robotun arkadan görünümü



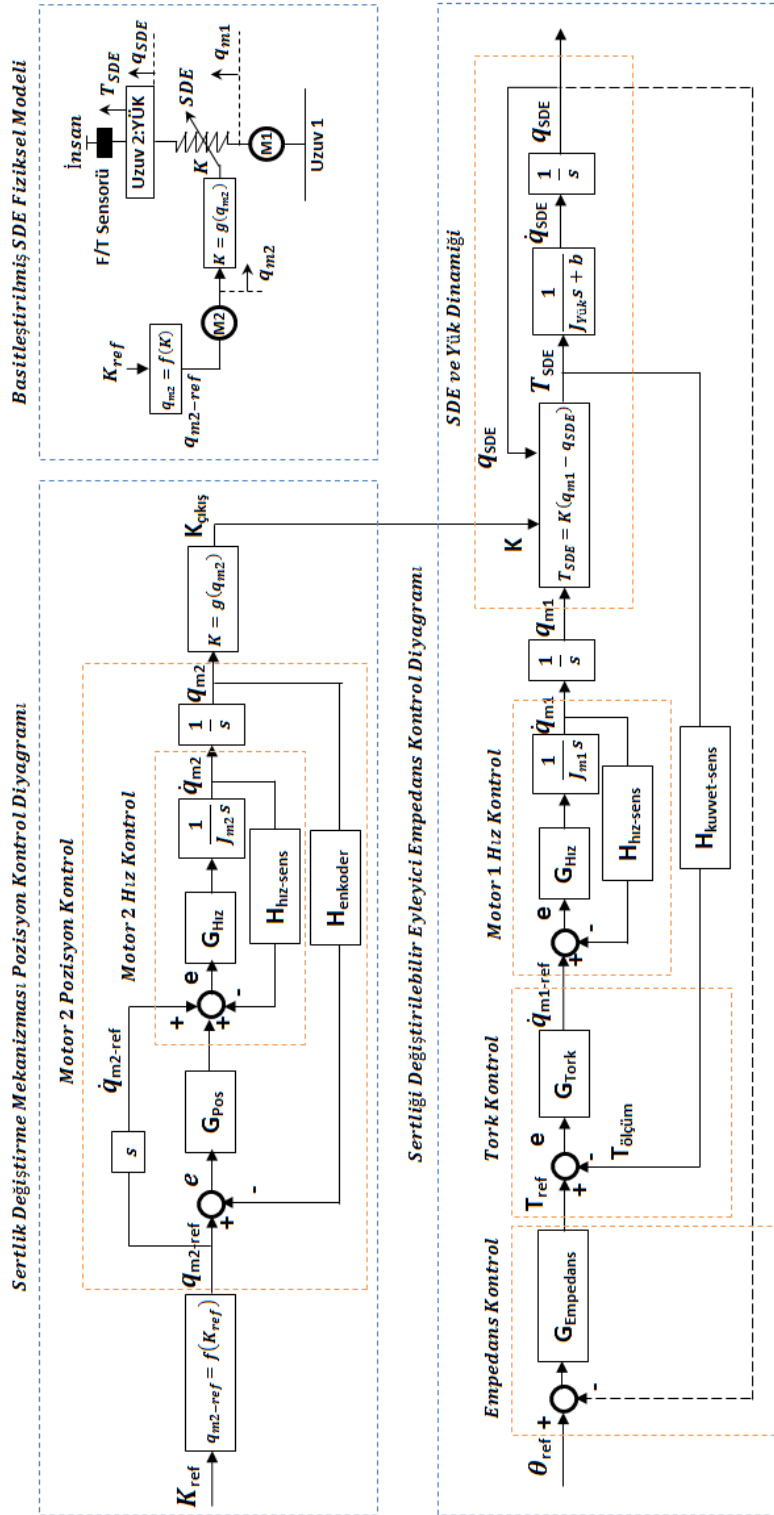
Şekil 3.119. Geliştirilen dış iskelet robotun MR frenler ile birleştirilmiş hali

4. BULGULAR

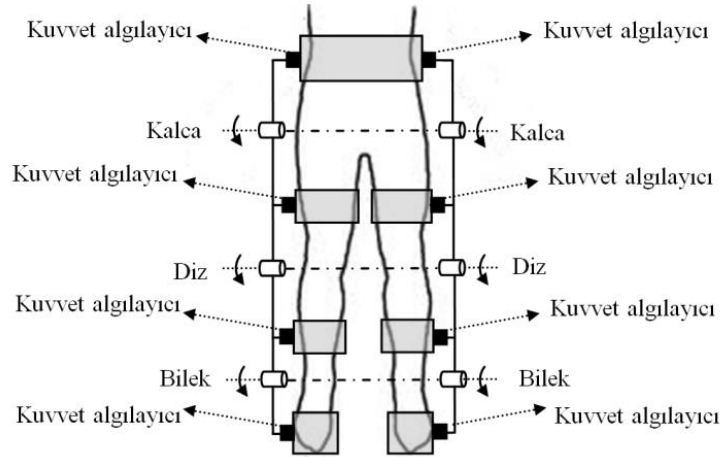
4.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Empedans Kontrol Uygulaması

Tasarlanan sertliği değiştirilebilir eyleyici için öncelikle empedans kontrol algoritması kurgulanmıştır. Kuvvet/tork geri beslemeli kontrol algoritmasının blok diyagramı ayrıntılı olarak Şekil 4.1’de gösterilmektedir. Bu kontrol algoritması iki farklı amaç için kullanılabilecektir. Bunlardan ilki sağlıklı kişilerin sırtında yük taşırken robot ile insan arasındaki etkileşimin en iyi seviyelere ulaştırılmasıdır. Yani sağlıklı kişi dış iskelet robot ile yürürken robot ile insan arasında bağlantı noktalarında hissedilen kuvvetin en aza indirilmesi gerekmektedir. Bu kavram literatürde insan-robot etkileşiminde şeffaflık (transparency) olarak isimlendirilmektedir. Etkileşim kuvvetlerinin en az seviyelere indirilmesi robotun şeffaflığının en iyi seviyelere çıkarılmasını sağlayacaktır. Bu amaca yönelik olarak Şekil 4.2’de gösterildiği gibi robot ile uzuvlar arasında bağlantıların olduğu yerlere kuvvet sensörleri yerleştirilmiştir (Kuvvet sensörünün robot ile insan arasına yerleştirilmesi ile ilgili yukarıdaki şekiller de incelenebilir). Empedans kontrol algoritmasının sağlıklı insanlarda şeffaflık performansının artırılmasındaki asıl amaç kuvvet sensöründen hissedilen kuvvetin sıfıra indirecek şekilde eyleyicinin denge konumunun ayarlanmasıdır.

Bu algoritma insan-robot etkileşiminde kullanılan geleneksel kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritmasına benzemektedir. İnsan-robot etkileşim cihazlarında sert eyleyiciler (DC motorlar) doğrudan kullanıldığından kuvvet/tork kontrolcüsünün çıkışı motor torku olarak çıkmaktadır. Ancak sertliği değiştirilebilir sistemde denge konumunu ayarlamaktan sorumlu motorun hızını dolayısı ile konumunu ayarlamak yumuşak eyleyicinin çıkışında torku ayarlamaya karşılık geldiğinden (çünkü motordan sonra yay bulunmaktadır) tork kontrolcüsünün çıkışı denge konumunu ayarlamaktan sorumlu motorun hızının referans girişi olarak alınarak algoritma kurulmuştur. Yani insan ile robot arasında etkileşim kuvvetini sıfıra indirecek şekilde denge konumundan sorumlu olan 1 numaralı motorun hızı, dolayısı ile yumuşak eyleyicinin denge konumu ayarlanmaktadır. Bu algoritma sağlıklı kişilerde şeffaflığı arttırmak için kullanılabildiği gibi rehabilitasyon amaçlı olarak hastaya eklemlerde istenilen bir tork profilini hissettirmek amacı ile de kullanılabilmektedir. Bu işlemler sırasında eyleyicinin sertliği de ikinci bir motorun pozisyon kontrolü ile ayarlanmaktadır. Böylece şeffaflık deneyleri hem sabit sertlik değerlerinde hem de değişen sertlik değerlerinde yapılabilir.

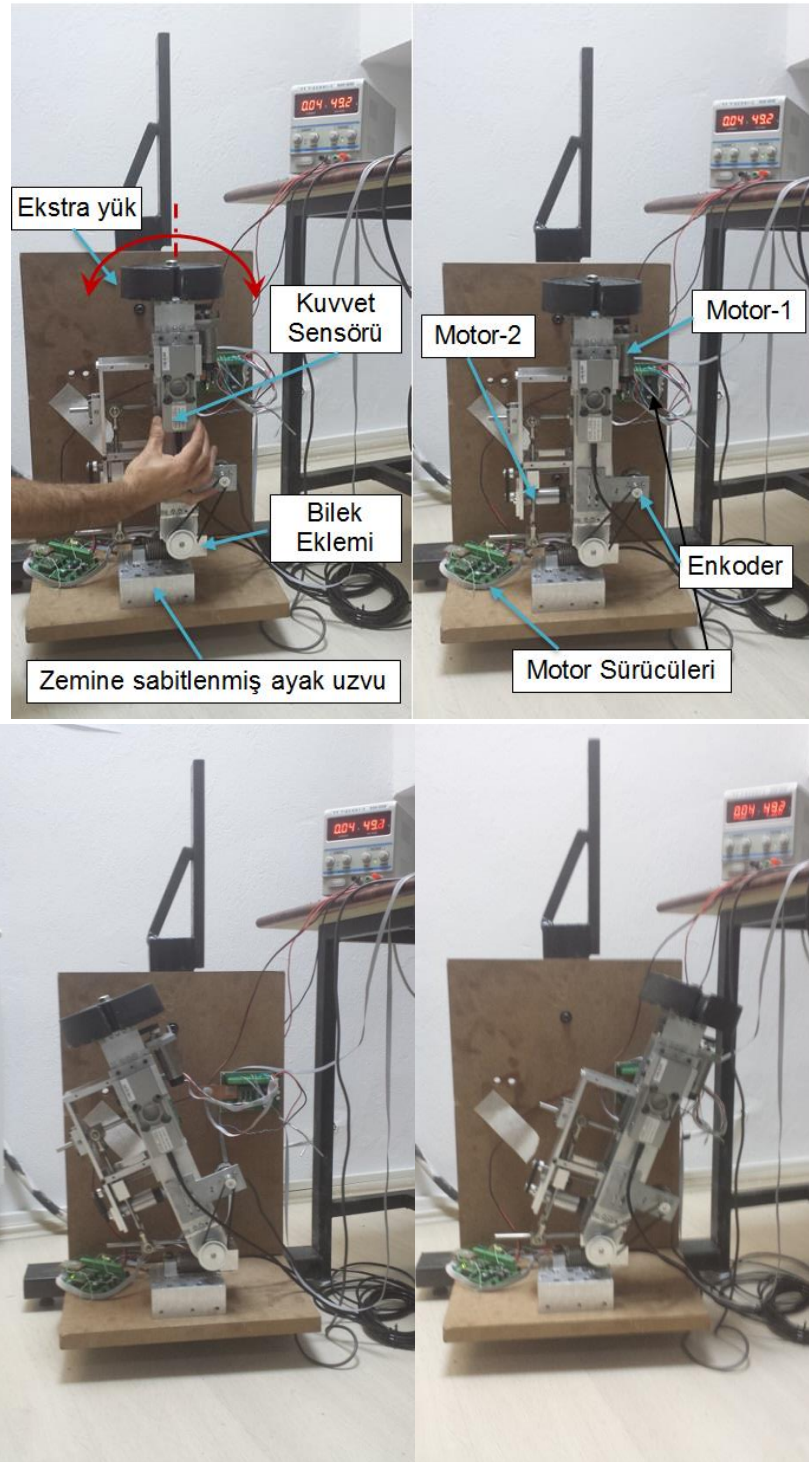


Şekil 4.1. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Kapalı Çevrim Empedans Kontrolü ve Sertlik Değiştirme Mekanizması Pozisyon Kontrol Algoritması

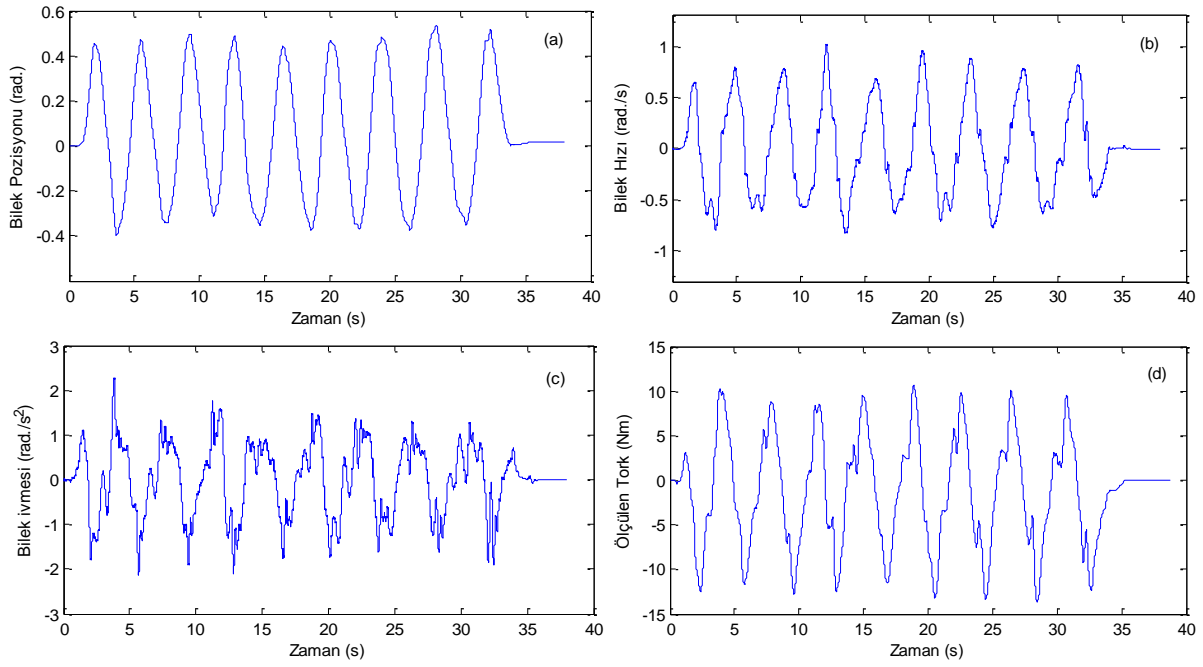


Şekil 4.2. Modüler empedans kontrol algoritması için kuvvet algılayıcılarının dış iskelet robota entegrasyonu

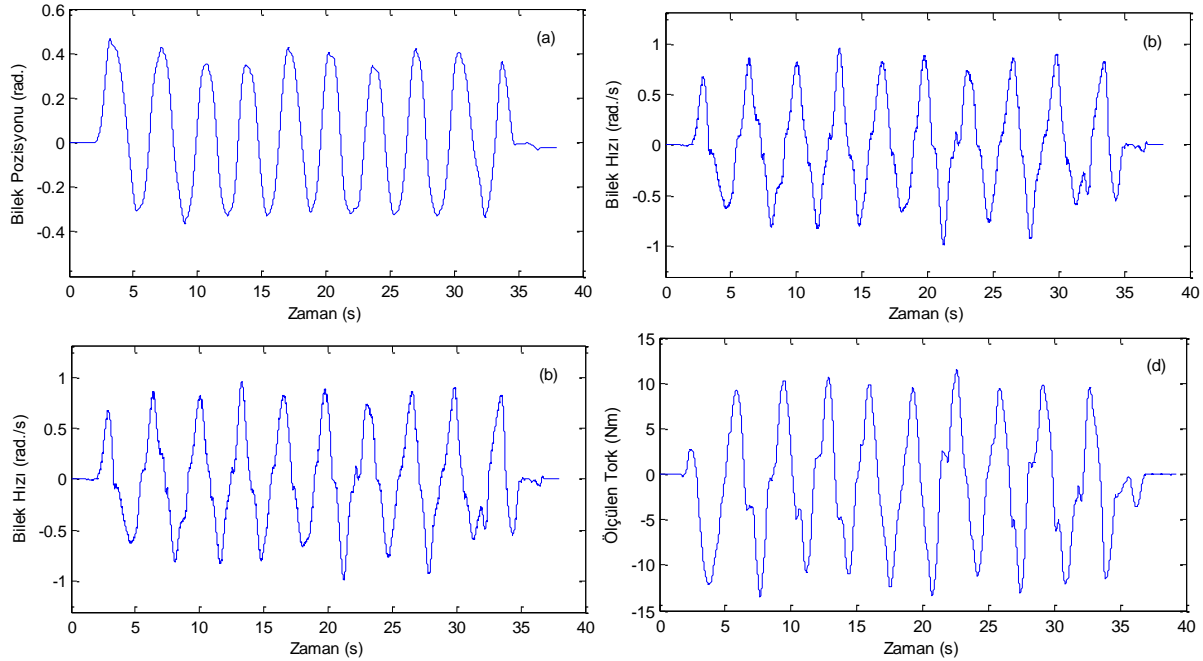
Deneylerde ilk olarak şeffaflık testlerini yapabilmek için Şekil 4.3'te verilen deney düzeneği oluşturulmuştur. Sertliği değiştirilebilir ayak bileği eklemi olarak tasarlanan prototipin ayak uzu bir zemine sabitlenmiştir ve bacak kısmı ise serbest bırakılmıştır. Ayrıca deneylerde kontrol algoritmasının performansını daha anlamlı olarak gösterebilmek için deneylerin yük altında yapılması gerekmektedir. Bu amaçla prototipin bacak kısmının üstüne 50 N'luk bir yük asılmıştır. Ayak bileği açısı kullanıcı tarafından verilirken (uygulamada bacak uzuvları), cihazın ataleti ve bu fazlalık yüke rağmen, robot kullanıcıya direnç kuvveti yaratmadan kullanıcıyı takip etmesi gerekmektedir. Bu deneylerde kullanıcının elinde hissedilen kuvvet ne kadar az ise cihazın ve kontrol algoritmasının performansı o kadar iyidir denilebilecektir. Bu deneyler üç farklı sabit sertlik değerinde ve bir de değişen sertlik değerlerinde yapılmıştır. Bu projede geliştirilen sertliği değiştirilebilir eyleyicide bilyeli mil-somun, kayış kasnak mekanizması sistemi geri-sürülebilir (backdrivable) olarak seçilmiştir. Yani cihazda herhangi bir kontrol algoritması koşturulmadığında dahi kullanıcı tarafından hareketlendirilebilmektedir. Tabi bilindiği üzere kullanıcının elinde hissedilecek kuvvetler sürtünmeler ve sistem dinamiği nedeni ile oldukça yüksek olacaktır. Cihazın ve kontrol algoritmasının performansını daha anlamlı bir şekilde okumak amacı ile deneyler kontrolcünün çalıştırıldığı ve çalıştırılmadığı durumlarda ayrı ayrı yapılmıştır. Bütün deneyler el ile yapılmıştır ve deneylerde aynı hız ve ivmelere çıkılmaya çalışılmıştır. Bu deneyler sonucunda elde edilen grafikler Şekil 4.4., 4.5, 4.6, 4.7, 4.8 ve 4.9'de verilmektedir.



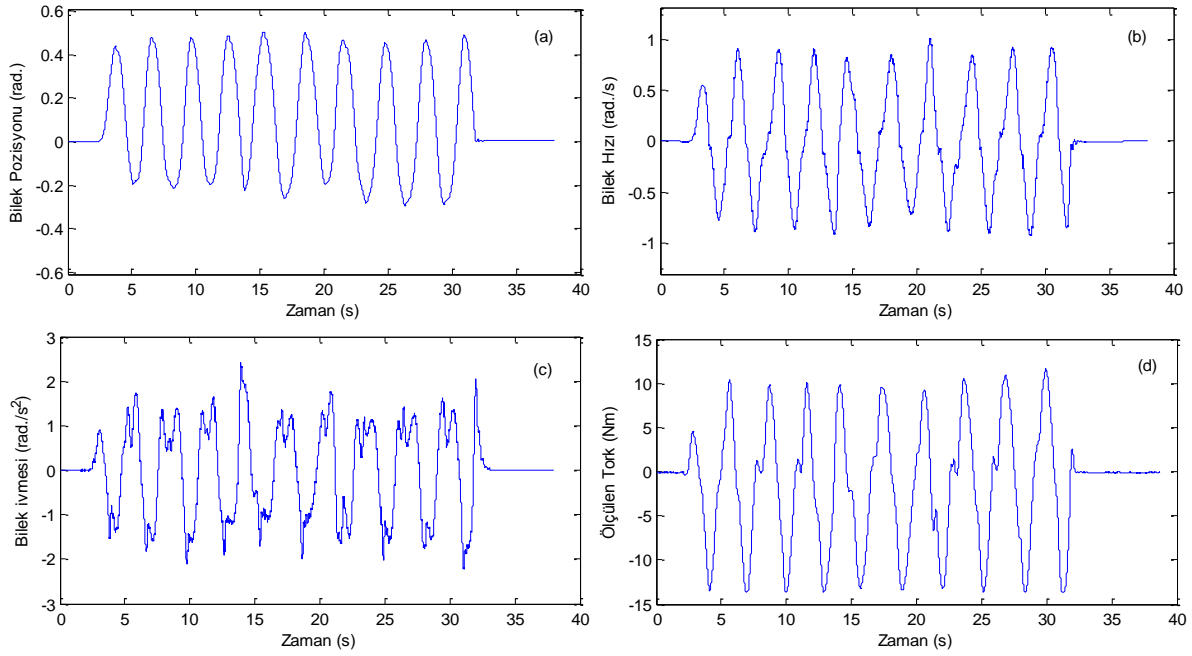
Şekil 4.3. Empedans Kontrol - Şeffaflık performansı deney düzeneği (Bu deney düzeneğinde prototipin ayağa karşılık gelen kısmı tabana sabitlenmiştir, bacak kısmı ise serbesttir. Kullanıcı kuvvet sensöründen tutarak farklı hız ve ivmelerde bacağı hareket ettirmektedir)



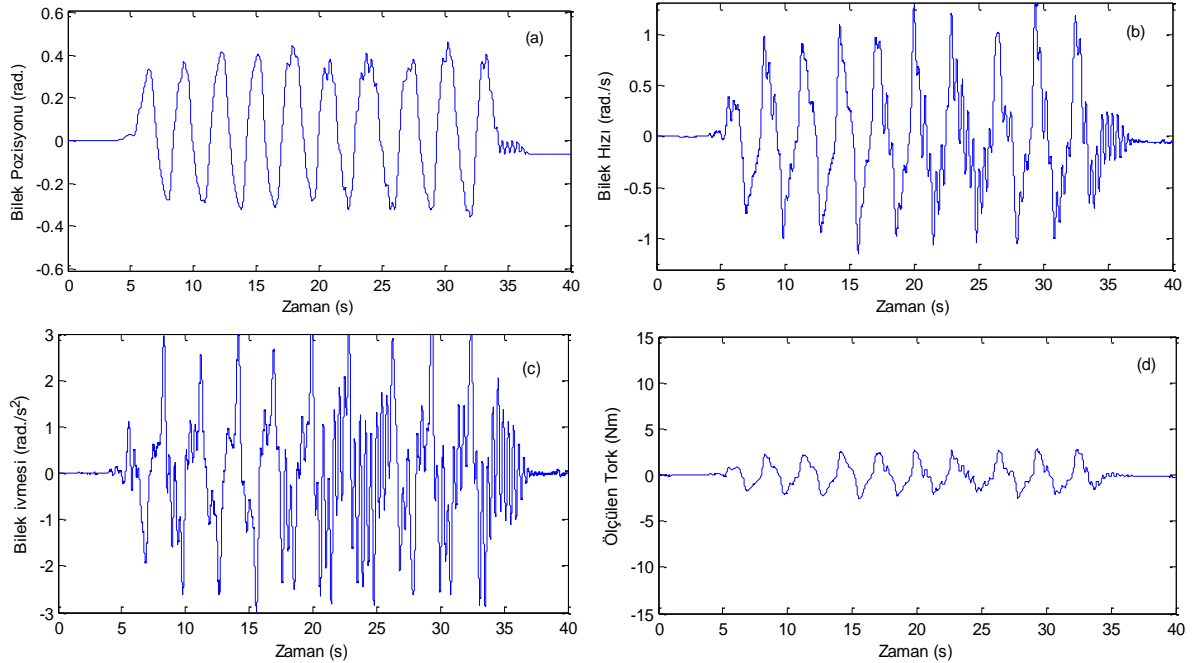
Şekil 4.4. Düşük sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with low stiffness)



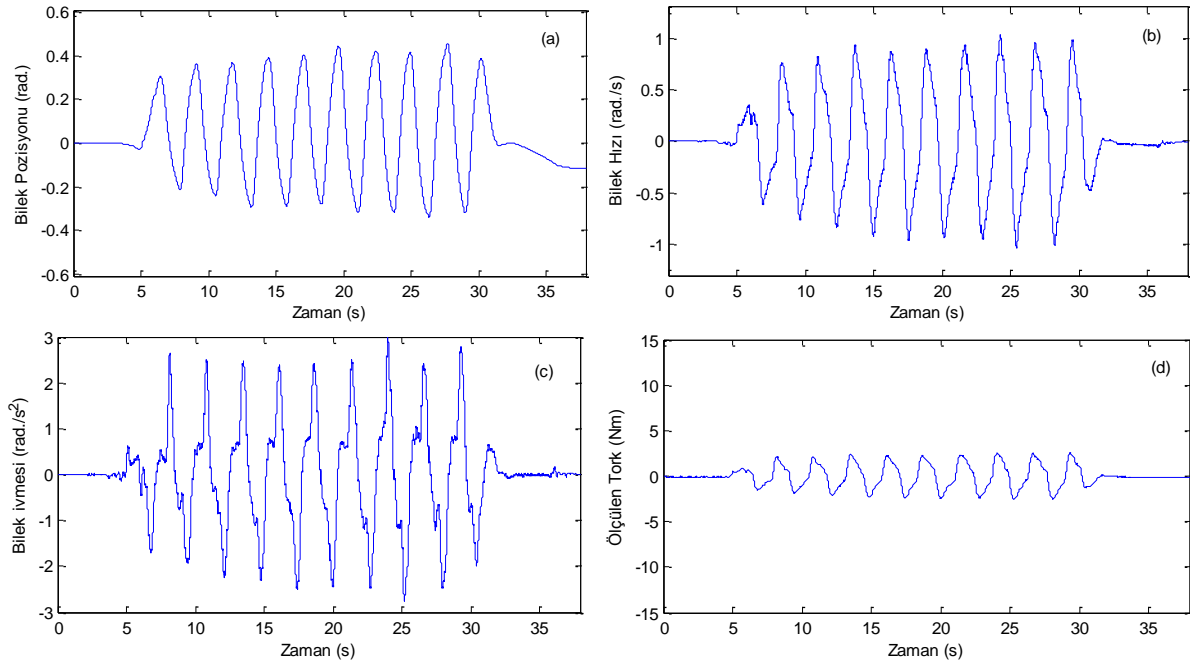
Şekil 4.5. Orta sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with middle stiffness)



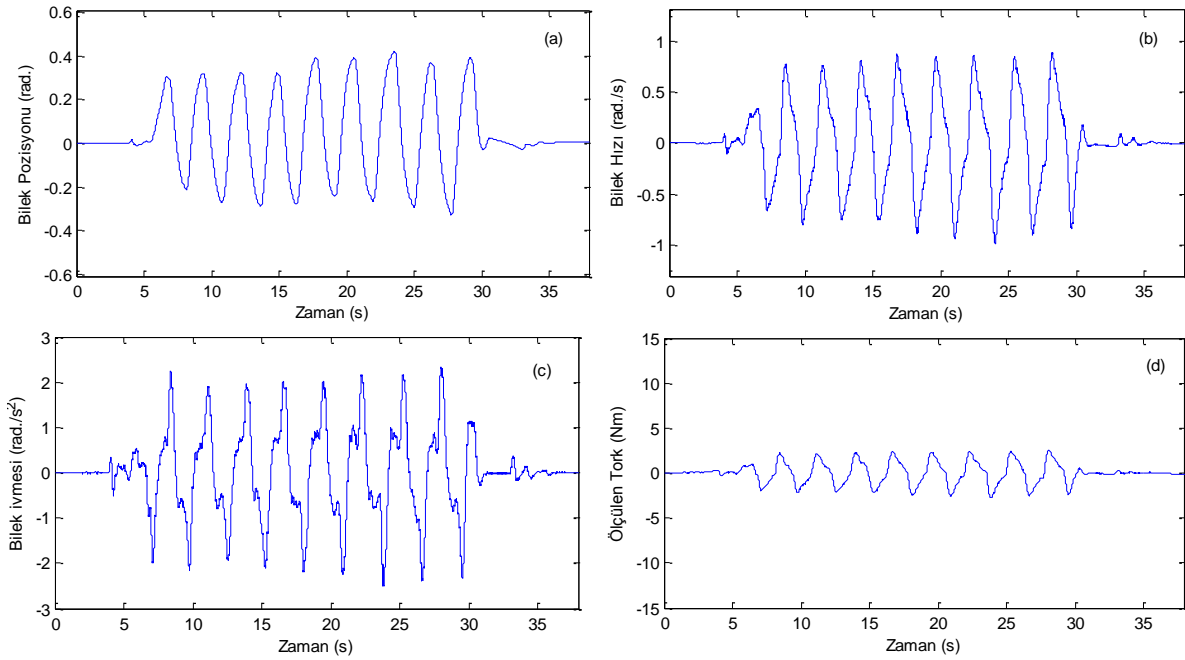
Şekil 4.6. Yüksek sertlik ile kontrol yok iken şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (No-control transparency performance experiment with high stiffness)



Şekil 4.7. Düşük sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with low stiffness)

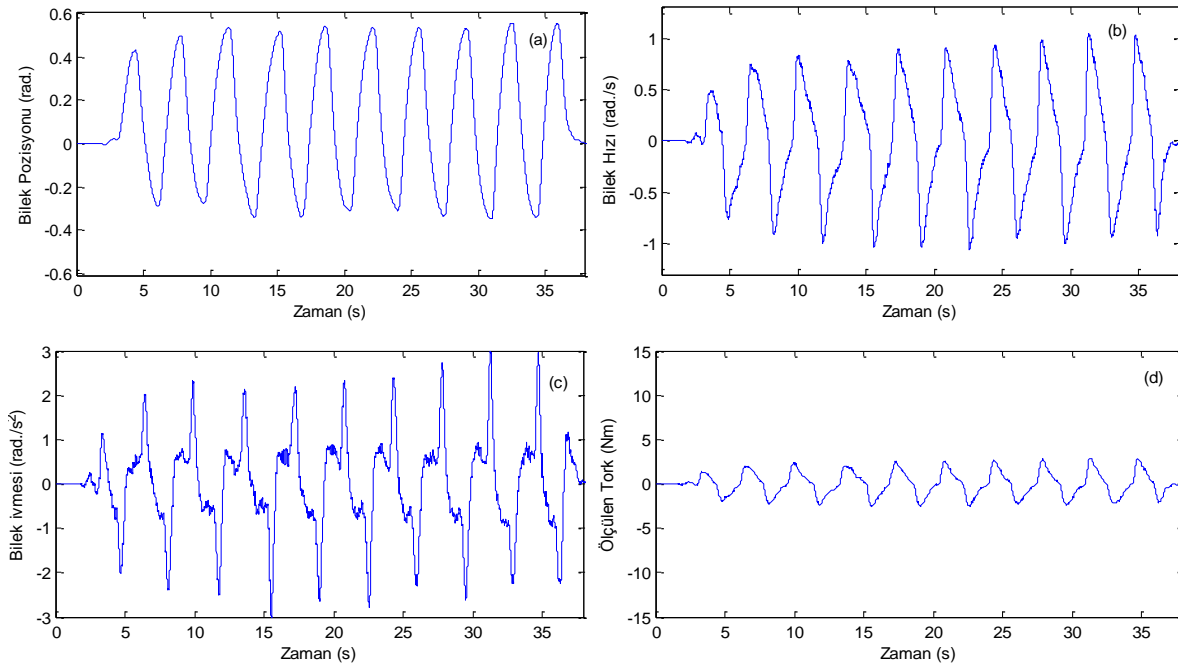


Şekil 4.8. Orta sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with middle stiffness)



Şekil 4.9. Yüksek sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with high stiffness)

Yukarıdaki bütün deneyler sabit sertlik değerinde gerçekleştirilmiştir. Bir sonraki deneyde ise sertlik, ayak bileğinin açısına bağlı olarak değiştirilerek gerçekleştirilmiştir. Sertliğin ayak bileği açısına bağlı olarak değişimi için basit bir fonksiyon oluşturulmuştur. $K_{\text{bilek}}(\theta_{\text{bilek}}) = K_{\text{başlangıç}} - A * [\theta_{\text{bilek}}]$ şeklinde bir fonksiyona bağlı olarak bilek sertlik değeri değiştirilmektedir. Yani başlangıç konumu olan bacağın yere dik olduğu konum sertliğin en yüksek olduğu kısım ve ayak bileği açısı arttıkça sertlik azalmaktadır. Bu deney ait sonular Şekil 4.10'da verilmektedir.

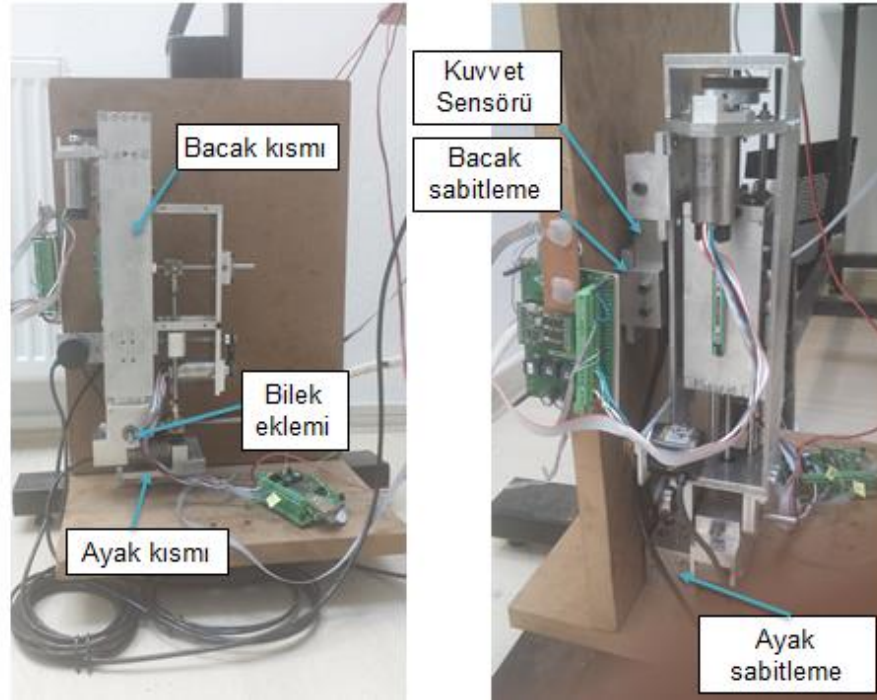


Şekil 4.10. Değişen sertlik ile empedans kontrol şeffaflık deneyleri, (a) bilek pozisyonu, (b) bilek açısal hızı, (c) bilek açısal ivmesi, (d) kullanıcı tarafından hissedilen tork (Impedans-control transparency performance experiment with variable stiffness)

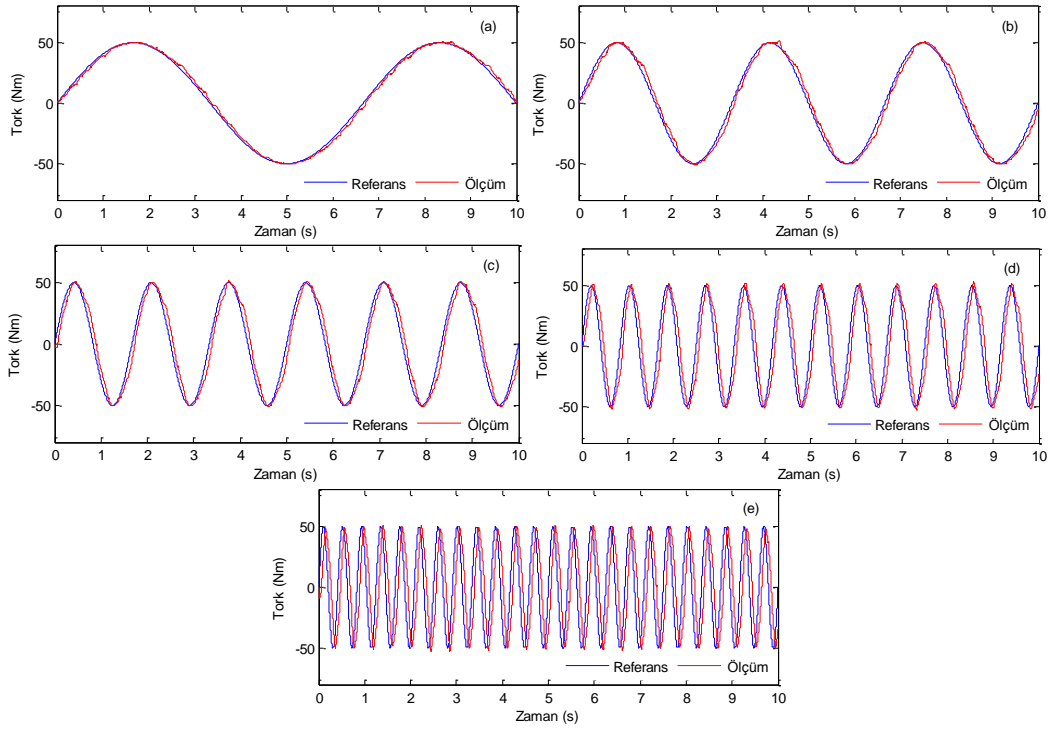
Daha öncede bahsedildiği gibi şeffaflık deneyleri sabit sertliklerde kontrolsüz, sabit sertliklerde kuvvet geri beslemeli empedans kontrol ve değişken sertlikle kuvvet geri beslemeli empedans kontrol ile gerçekleştirilmiştir. Deney sonuçları olarak ayak bileğinin açısı, açısal hızları, açısal ivmeleri ve kullanıcı tarafından hissedilen torklar zamana bağlı olarak çizdirilmiştir. Bu grafiklere hız ve ivmelerinde eklenmesinin sebebi deneylerin kabaca aynı hız ve ivmelerde yapıldığını göstermektedir. Farklı deney sonuçlarına ait deneyler tek tek incelendiğinde kontrolsüz koşul ile yapılan deneylerde kullanıcı tarafından hissedilen kuvvetler 14 Nm'ler mertebesinde iken kuvvet

geri beslemeli empedans kontrol ile bu hissedilen kuvvet değerlerinin 2.5 Nm'ler mertebesine düştüğü görülmektedir. Dolayısı ile kullanıcı cihazı ve cihaza asılan yükü insan uzuvlarına bağlantı noktalarında az miktarda hissederek yürüme işlemini gerçekleştirecek bu sırada da cihaz kullanıcının uzuvlarını uyumlu olarak takip edebilecektir. Bu şeffaflık deneyleri için şu iki açıklamayı yapmak gerekmektedir: (1) Şekil 4.1'de gösterilen blok diyagramda G_{empedans} olarak gösterilen empedans kontrolcü transfer fonksiyonu sıfır olarak alınmıştır. Çünkü amaç kullanıcıya sıfıra en yakın kuvveti hissettirmektedir, (2) Tork kontrolcü olarak G_{empedans} PID kontrolcü olarak alınmıştır ve sistemi kararlı olarak sürebilecek şekilde en yüksek PID kontrolcü parametreleri seçilmiştir.

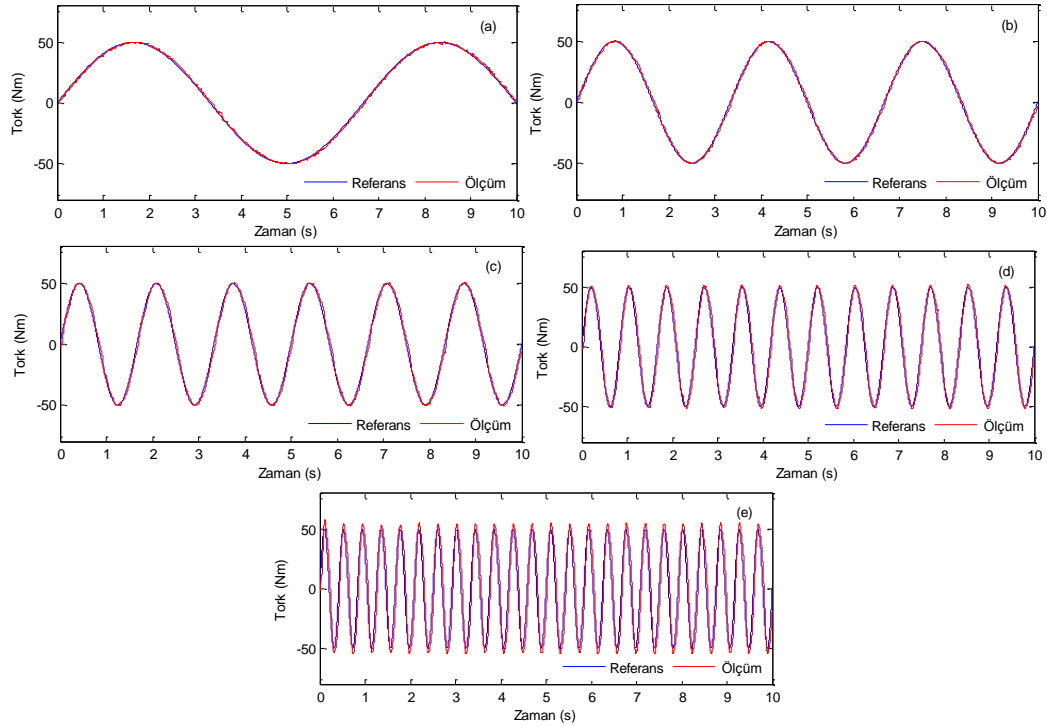
Empedans kontrol algoritması ile gerçekleştirilen diğer bir deney takımı ise cihazın istenilen bir tork profilini ne kadar iyi bir şekilde takip edebildiğini göstermek amacı ile yapılan deneylerdir. Bu deneylerde cihazın hem ayak kısmı (bilek altı) hem de bacak kısmı (bilek üstü) bir platforma sabitlenmiştir. Şekil 4.11'de bu deney düzeneği gösterilmektedir. Bu deney düzeneğinde cihazın bütün uzuvları sabit iken farklı frekanslarda sinüs dalga profilleri referans tork olarak kapalı çevrim kuvvet/tork kontrol algoritmasına verilmiş ve ölçülen tork değerlerinin referansı ne kadar iyi takip edebildiğine bakılmıştır. Bu deney sonuçları Şekil 4.12, 4.13 ve 4.14'te verilmektedir.



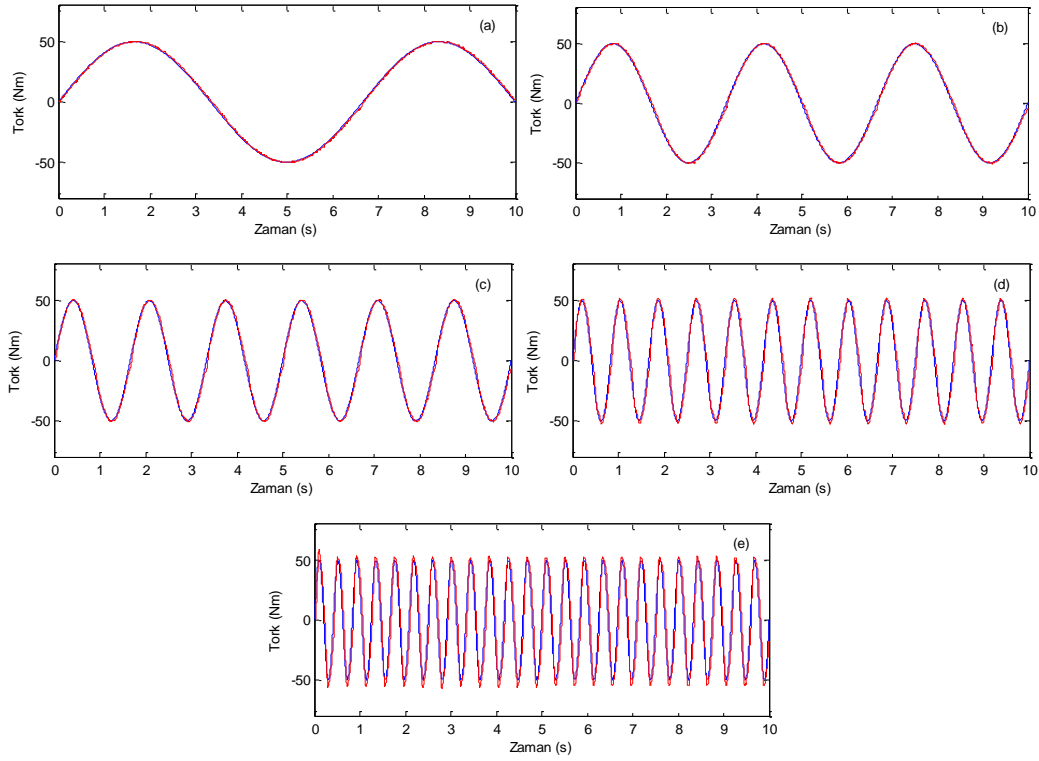
Şekil 4.11. Geri beslemeli kuvvet/tork kontrolü referans tork takibi performans deney düzeneği



Şekil 4.12. Düşük sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri: (a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (d) $f=2.4\text{ Hz}$



Şekil 4.13. Orta sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri: (a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (d) $f=2.4\text{ Hz}$



Şekil 4.14. Orta sertlik ile kapalı çevrim kuvvet kontrol algoritması referans tork takibi deneyleri:
(a) $f=0.15\text{Hz}$, (b) $f=0.3\text{Hz}$, (c) $f=0.6\text{Hz}$, (d) $f=1.2\text{ Hz}$, (e) $f=2.4\text{ Hz}$

Şekil 4.12-4.14'te görüldüğü gibi referans olarak verilen sinüs dalgasının frekansı arttıkça bir takım ölçülen tork değerlerinde bir miktar faz gecikmeleri görülmektedir. Bu gecikmeler cihazın sertliği artırıldığında ise azalmaktadır. Şekillerden de görüleceği gibi düşük sertlikte 50 Nm genliğe sahip bir sinüs dalga referans profilini 0.6 Hz'e kadar sağlıklı takip edebilirken, orta sertlikte 1.2 Hz frekansta sağlıklı çalışmakta, sertlik değeri daha da artırıldığında ise 2.4 Hz frekansa sahip bir referans tork takip ettirilebilmektedir. Bu noktada farklı sertlik değerlerinde yapılan deneylerin aynı tork kontrolcü PID parametreleri ile yapıldığını söylemek gerekir.

Bu çalışmalar ile ilgili bir makale yazım aşamasındadır. Cihazın şeffaflık performansı ve tork referansını takip performansı ile ilgili yapılan bu çalışmada sonuçlar bode grafikleri ile birlikte verilmesi planlanmaktadır.

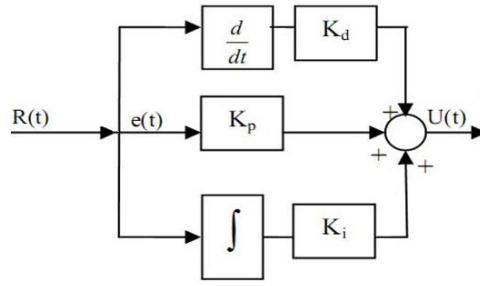
4.2. Sertliği Değiştirilebilir Eyleyicinin Pozisyon Kontrolü

Bu bölümde sertliği değiştirilebilir bir ayak bileği dış iskelet robotun pozisyon kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu pozisyon kontrolü ile sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robotun istenilen bir referans girişi nasıl takip ettiği ve uygulanan bozucu girişe karşılık nasıl tepki verdiği incelenmiştir. Pozisyon kontrolünde kullanılabilecek kontrol algoritmaları arasında geleneksel kontrol yöntemi olarak bilinen Proportional–Integral–Derivative (PID) kontrolcünün dışında; Linear Quadratic Regulator (LQR), Kayan Kipli Kontrol (SMC-Sliding Mode Control), Bulanık Mantık Kontrol (FLC- Fuzzy Logic Control) gibi değişik kontrol teknikleri bulunmaktadır. Bunlardan Linear Quadratic Regulator ve Kayan Kipli Kontrol model tabanlı kontrol tekniği olup Bulanık Mantık Kontrol ise mantıksal kurallara göre çalışmaktadır ve sistem modeline ihtiyaç duymamaktadır. Bu projede, ele alınan sertliği değiştirilebilir ayak bileği robotunun doğrusal olmayan karmaşık bir yapıya sahip olması nedeni ile pozisyon kontrolü için Linear Quadratic Regulator ve Kayan Kipli Kontrol gibi sistem modeline ihtiyaç duymayan Bulanık Mantık Kontrol tekniği tercih edilmiştir. Bu bağlamda proje çalışmalarında Bulanık Mantık Kontrol Algoritması geleneksel kontrol teknikleri ile birleştirilerek Bulanık PD, ZTS Bulanık PD, Bulanık PD + PID, Bulanık PD + I gibi farklı kontrol algoritmaları uygulanmış ve elde edilen sonuçlar grafikler ve tablolar halinde verilmiştir.

4.2.1. Uygulanan Kontrol Algoritmaları

4.2.1.1. Orantı–İntegral–Türev (PID) Kontrol Algoritması

Geleneksel kontrol algoritmaları arasında en yaygın olarak bilineni PID'dir. PID denetimi; Orantı, integral ve türev (P, I ve D) temel denetim etkilerini birleştiren bir denetim yasasıdır (Yüksel, 2012). Yani bu denetimde sürekli olarak hata mevcut olduğu sürece denetim komutu da mevcuttur. Standart PID denetim yapısı Şekil 4.15'te blok şeması olarak verilmiştir.



Şekil 4.15. Standart PID denetimi

Standart PID denetimi giriş (e) ile çıkış (u) arasında Denklem 4.1 ile ifade edilebilir.

$$U(t) = K_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt + T_d \frac{de}{dt} \right) \quad (4.1)$$

Bu üç parametrenin toplamı şeklinde ifade edilmesi ile Laplace alınıp transfer fonksiyonu yazılacak olursa Denklem 4.2 elde edilir.

$$\frac{U(s)}{R(s)} = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (4.2)$$

Denklem 4.2, üç farklı denetim parametresini tek bir denklem halinde ifade etmektedir. Yani P, I ve D parametrelerinin birbirlerini etkilendiği sonucuna ulaşılabilmektedir. PID parametrelerinin değerini bulmak için ise Ziegler ve Nichols tarafından bir ölçüt geliştirilmiş olup, bu ölçüte göre sistemin optimum PID değerleri deneysel olarak Tablo 4.1'e göre elde edilebilmektedir.

Tablo 4.1. Ziegler ve Nichols metoduna göre denetim organı ayar değerleri (Yüksel, 2012)

	K_p	T_i	T_d
P Kontrol	$0.5K_c$		
PI Kontrol	$0.45K_c$	$0.83T_c$	
PID Kontrol	$0.6K_c$	$0.5T_c$	$0.125T_c$

Ziegler ve Nichols metoduna göre ilk olarak $T_i = \infty$ ve $T_d = 0$ alınıp (I ve D sıfır alınıp), sistem sadece P etki ile çalıştırılır. Sistem daimi osilasyona girinceye kadar P değeri yavaş yavaş artırılır. Sistemin osilasyona girdiği andaki K_c değeri ve periyot değeri (T_c) belirlenir. Bulunan K_c ve T_c değerleri Tablo 4.1'de yerlerine konularak PID parametreleri bulunur.

Böyle bir uygulama için örnek bir simülasyonda K_c değeri 0.025 olarak bulunmuştur. K_c değerinin elde edildiği andaki osilasyon periyodu da T_c 0.002 olarak bulunmuştur. K_c ve T_c değerleri yerine yazılırsa, P, I ve D parametreleri için örnek hesaplamalar Denklem 4.3-4.5'deki gibi yapılmıştır. Deneysel uygulamalarda da bu parametreler benzer şekilde cihaz üzerinde uygulanarak yapılmıştır.

$$K_p = 0.6 * K_c \quad \Rightarrow K_p = 0.015 \quad (4.3)$$

$$T_i = 0.5 * T_c \quad \Rightarrow T_i = 0.001 \quad (4.4)$$

$$T_d = 0.125 * T_c \quad \Rightarrow T_d = 0.00025 \quad (4.5)$$

Bu yöntem ile gerek fiziksel model tabanlı bir sistem olsun gerekse fiziksel modeli elde edilemeyen karmaşık bir sistem olsun PID kontrol algoritması kolaylıkla uygulanabilmektedir. Ancak doğrusal olmayan sistemlerin pozisyon kontrolü sadece PID denetimle etkili olarak yapılamamaktadır. PID kontrol yanında farklı kontrol algoritmaları eş zamanlı olarak çalıştırıldığında, bu karma kontrol algoritmalarının daha iyi sonuçlar verdiği bilinmektedir.

4.2.1.2. Kayan Kipli Kontrol (SMC-Sliding Mode Control) Algoritması

Farklı kontrol algoritmaları olarak SMC ele alındığında bu yöntem fiziksel model tabanlı olup anahtarlama fonksiyonu olarak adlandırılan karar kuralı ile çalışmaktadır. Anahtarlama dolaylı sistem çok kısa zamanda yön değiştirmektedir. Yani belirlenen bir yüzey üzerinde kayabilmesini sağlamak için ani yön değiştirerek sınırsız frekansta bir çıktı üretmektedir. Bu çıktının dezavantajı ise sistemin titreşimli olarak çalışmasıdır. SMC'de iki ana evre vardır; Birincisi erişim evresi olup, ikincisi de kayma evresidir (Şenol, 1999).

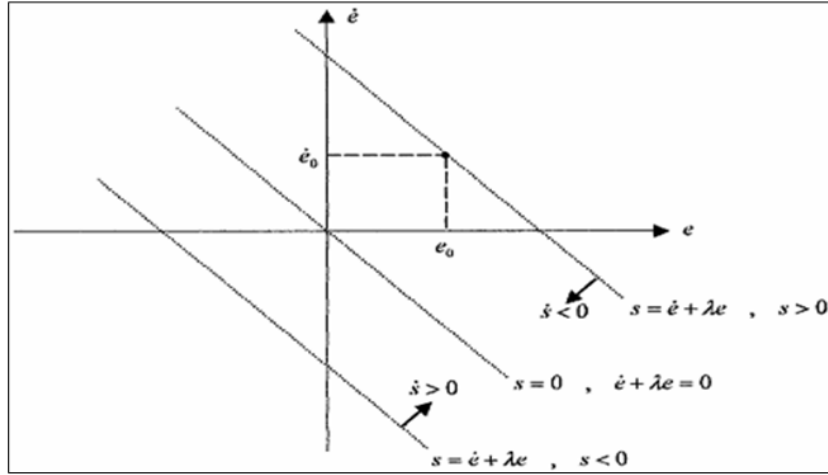
Erişim evresi için üç farklı kural vardır;

$$1) \quad \text{Sabit değişimli erişim kuralı; } \dot{s} = -\rho \cdot \text{sign}(s) \quad (4.6)$$

$$2) \quad \text{Sabit-Oransal değişimli erişim kuralı; } \dot{s} = -\rho \cdot \text{sign}(s) - Ks \quad (4.7)$$

$$3) \quad \text{Üstel değişimli erişim kuralı; } \dot{s} = -\rho \cdot |s|^a \text{sign}(s) \quad (4.8)$$

Erişme evresinde, bu üç kural uygulanacak olan sistemin fiziksel denklemde yerine yazılır. Sonrasındaki kayma evresi Şekil 4.16'daki ok yönünde gerçekleşir. Bu evrelerde kullanılan kayma yüzeyi s 'nin denklemi Şekil 4.16 da verilmektedir. Buradaki λ tasarımcı tarafından belirlenir.



Şekil 4.16. Kayma yüzeyi (Şenol, 1999)

4.2.1.3. Linear-Quadratic Regulator (LQR) Algoritması

Bir diğer kontrol algoritması da LQR'dır. LQR, durum geri beslemesi ile çabuk kontrol sağlayan optimal tekniklerden biridir (Muratoğlu ve Alkaya, 2014). Bu algoritmada kontrol girdisi (u) ile durum uzayı (x) arasındaki ilişki Denklem 4.9 ile verilmektedir.

$$u(t) = -Kx(t) \quad (4.9)$$

Durum-uzay denklemleri yardımı ile performans indeksi maliyet fonksiyonu

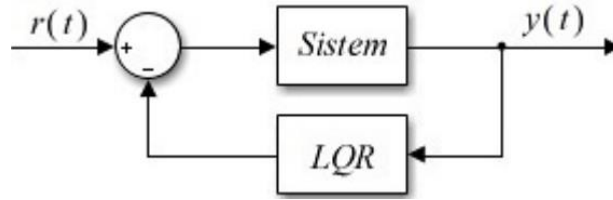
$$J = \int_0^{\infty} [x^T Q x + u^T R u] dt \quad (4.10)$$

şeklinde ifade edilir. Burada Q pozitif tanımlı simetrik bir matristir. R ise tek giriş tek çıkış (SISO) bir sistem için pozitif sabit bir sayıdır. Denklem (4.10) ile ifade edilen maliyet fonksiyonunu en aza indirmek için, durum geri besleme kazancı K hesabında kullanılan P cebirsel değeri, Ricatti denklemi yardımıyla bulunmaktadır (Muratoğlu ve Alkaya, 2014).

$$A^T + PPA - RBR^{-1}B^TP + Q = 0 \quad (4.11)$$

Ricatti çözümü ile bulunan P değeri ile durum-geri besleme kazancı olan K değeri de şu şekilde hesaplanmakta ve LQR kontrol en genel haldeki blok diyagramı Şekil 4.17'de gösterilmiştir.

$$K = R^{-1}B^TP \quad (4.12)$$



Şekil 4.17. LQR Denetleyicisi (Muratoğlu ve Alkaya, 2014)

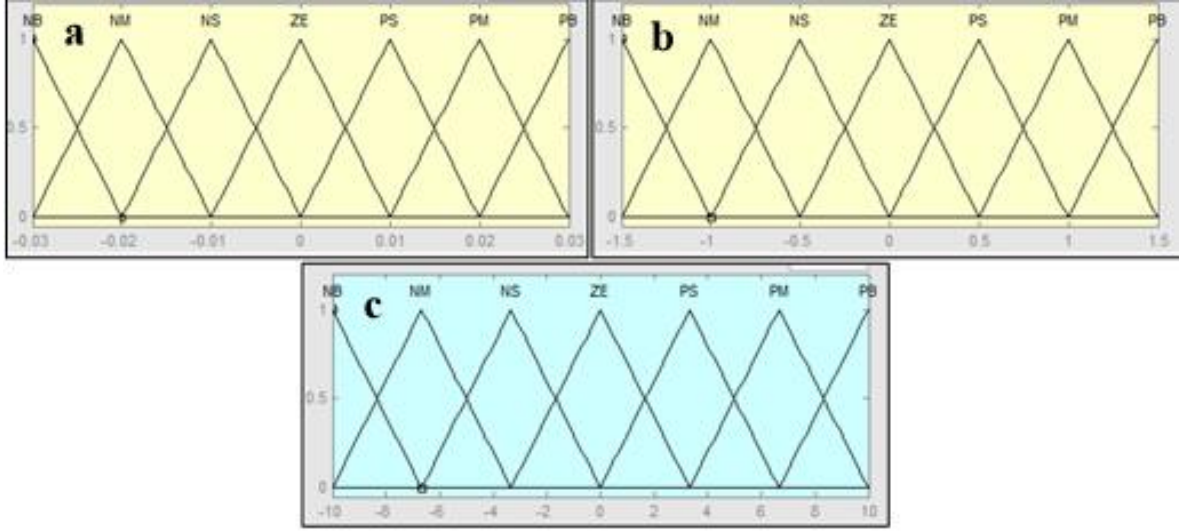
Genel anlamda SMC ve LQR kontrol algoritmaları incelendiğinde ikisinin de başarılı birer denetleyici olduğu görülmektedir. Ancak sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robotu çok karmaşık bir eyleyici olduğundan dolayı, fiziksel modeli hatasız çıkarımı oldukça zordur. Bir sistemin fiziksel hatasız fiziksel modeli olmadan bu iki kontrol algoritmasının ustalıkla uygulanması mümkün değildir.

4.2.1.4. Bulanık Mantık Kontrol Algoritması (FLC-Fuzzy Logic Control)

Bulanık kümeler, veri ve bilgiye sahip istatistiksel olmayan belirsizliklerin temsili için ortaya koyulmuştur. Klasik kontrol yaklaşımları kullanıldığında, verilen sonuçlar iyi – kötü, güzel – çirkin, doğru – yanlış, evet – hayır, siyah – beyaz ya da 0 – 1 gibi olmaktadır. Ancak gerçek yaşam mutlak ayırım üzerine kurulu değildir. Diğer bir deyişle verilen bir ifade yanlış ne kadar yanlış, verilen bir doğru ise ne kadar doğru olduğu yaklaşımının varlığı unutulmamalıdır. İşte bu noktada verilen bir doğruluğa veya yanlışlığa ne kadar yakınlık veya uzaklık olduğunu ifade etmek için bulanık mantık kavramı geliştirilmiştir. Bulanık mantığın gelişme sürecinde, sonsuz değerli mantık fikri “bulanık kümeler”le başlamıştır. Bu teori [0, 1] gerçek sayılar aralığında işlem yapan üyelik fonksiyonu kavramını geliştirmiştir.

Bulanık mantık hakkında verilen kısa bilgiden sonra konunun daha fazla uzamaması için, bulanık mantık kontrol algoritması uygulanan çalışmaya geçilmiştir. Yapacağımız kontrol

çalışmasına geçmeden önce, Khosla A. vd. (2013) tarafından FLC algoritması ile yapmış olduğu ters sarkaç çalışması incelenmiş ve ayak bileği dış iskelet robotu da aslında bir nevi ters sarkaç modeli olarak düşünülebileceği için bu ters sarkaç çalışması yapmış olduğumuz çalışmanın temelini oluşturmuştur. Bahsi geçen çalışmada FLC algoritmasının üyelik fonksiyonları Şekil 4.18’de gösterilmiştir.

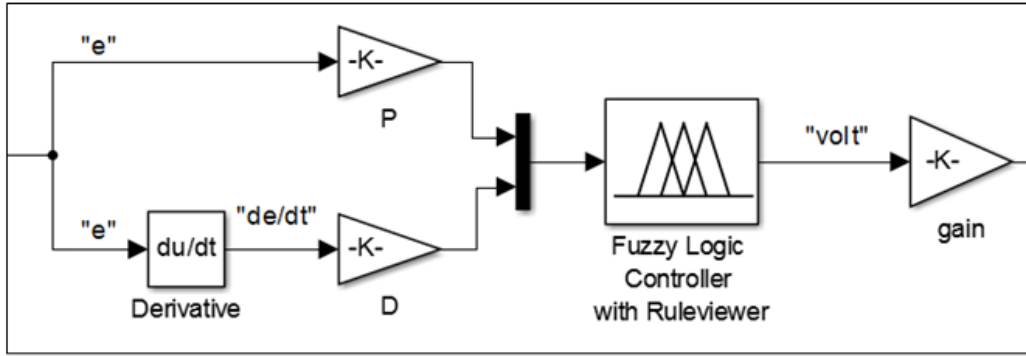


Şekil 4.18. FLC algoritması üyelik fonksiyonları trimf tipi (a “e”, b “de/dt”, c “volt”)

Burada elde edilen üyelik fonksiyonlarının aralıkları; “e” için (-0.03,0.03), “de/dt” için (-1.5,1.5), “volt” için (-10,10) şeklindedir. Bu aralıklar uzun bir süre analiz edilip deneme-yanılma yöntemi ile elde edilmiştir. Burada ilk olarak SimMechanics sanal ortamında sistemin 5°’lik adım ve sinüs cevapları incelenmiştir. Sonrasında “e” ve “de/dt” değerlerinin maksimum değerlerine bakılarak bu aralıklar belirlenmiştir. Ancak FLC algoritması P ve D parametrelerinden oluşacağı için “e”nin değeri P parametresi ile “de/dt”nin değeri ise de D parametresi ile çarpılarak çıkışa voltaj olarak gönderilmektedir.

Burada FLC algoritması diye bahsettiğimiz kontrolcü, P ve D parametrelerine bağlı olduğundan dolayı Bulanık PD olarak ele alınmıştır. Bulanık PD algoritmasının optimum P ve D parametrelerinin elde edilmesi, literatürden elde edilmiş olan bilgiler ve sistemin çalışma prensibini anlayıp kavramaya dayalı bir deneme-yanılma metoduna bağlıdır. Daha önce de bahsedildiği gibi üyelik fonksiyonlarının aralıklarının belirlenmesindeki çalışmanın aynısı burada da geçerli olacaktır. Çünkü Bulanık PD algoritmasının hangi parametrenin sistemi nasıl etkilediği

uygulama yapılmadan teorik olarak bilinmemektedir. Deneme-yanılma metodu uygulanıp optimum Bulanık PD parametreleri elde edilmesinin sonucunda; P değeri FLC algoritmasının aktif olarak çalışma bant aralığını belirlemekte olup D parametresi ise sönüm ve aşım miktarlarını etkilediği sonucuna varılmıştır. Buradan hareketle P değeri ne kadar yüksek ise bant aralığı da o kadar dar ve güçlüdür. Yani bozucuya karşı oldukça duyarsızdır. Çıkış voltaj da düzenleyici bir parametre ile çarpılmaktadır. Bu değer ise sistemin sadece gücünü belirlemektedir. Bu değer büyük olması motora uygulanan voltajın değerini arttırdığı için sistem daha sert bir cevap vermektedir. Ancak P değerinden farklı olarak bant aralığını etkilememektedir. Bulanık PD algoritmasının SimMechanics blok diyagramı Şekil 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Bulanık PD algoritmasının MATLAB® SimMechanics blok diyagramı

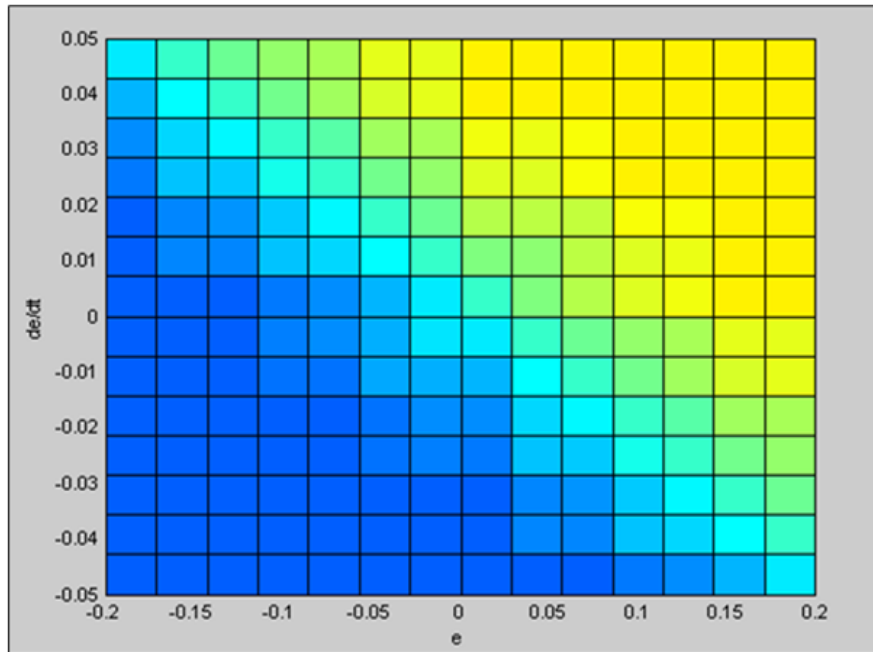
Tablo 4.2. Bulanık PD algoritmasının kuralları (Khosla vd., 2013)

de/dt \ e	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
NB	NB	NB	NB	NB	NB	NM	ZE
NM	NB	NB	NB	NB	NM	ZE	PM
NS	NB	NB	NB	NM	ZE	PM	PB
ZE	NB	NB	NM	ZE	PM	PB	PB
PS	NB	NM	ZE	PM	PB	PB	PB
PM	NM	ZE	PM	PB	PB	PB	PB
PB	ZE	PM	PB	PB	PB	PB	PB

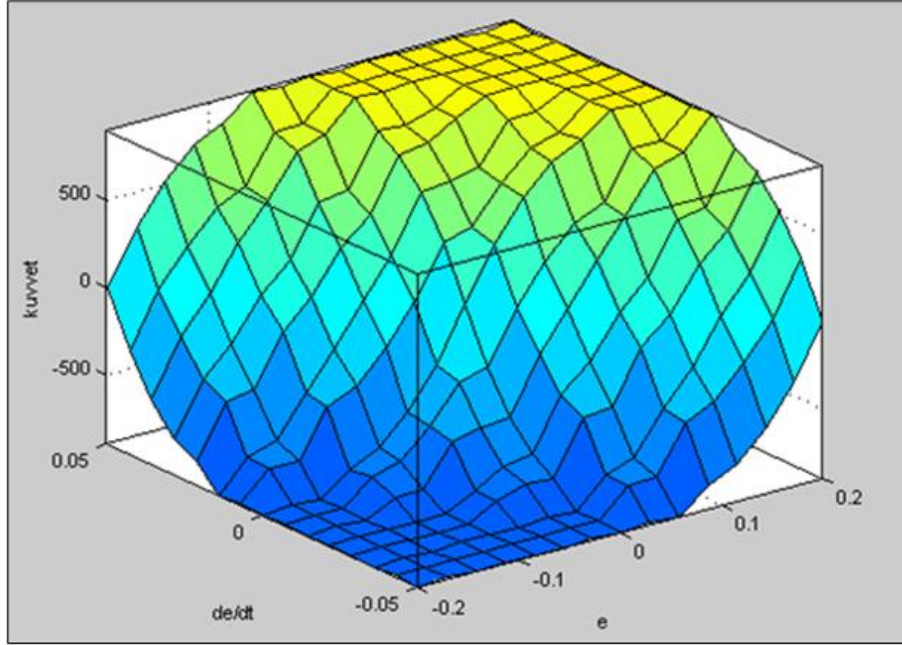
Tablo 4.2’de uygulanan bulanık PD algoritmasının kuralları gösterilmiştir. Bu tablo daha önce verilen üyelik fonksiyonlarının matematiksel olarak birbirleri ile olan ilişkilerinin nasıl verildiğini göstermektedir.

Yukarıdaki tablodaki kısaltmalar; “ de/dt ” hatanın türevi, “ e ” hata, “NB” (Negative Big) negatif büyük, “NM” (Negative Medium) negatif orta, “NS” (Negative Small) negatif küçük, “ZE” (Zero Error) sıfır hata, “PS” (Positive Small) pozitif küçük, “PM” (Positive Medium) pozitif orta, “PB” (Positive Big) pozitif büyük anlamlarına gelmektedir. Ek olarak buradaki “ e ” ve “ de/dt ” değerleri ayak bileği açısının parametreleridir.

Tablo 4.2’nin MATLAB® Bulanık yüzey görünümü Şekil 4.20’de verilmiştir. Burada koyu mavi bölgeler negatif büyük bölgesini, sarı bölgeler ise pozitif büyük bölgesini temsil etmektedir. Ara bölgede açık mavi renkli olan kısım negatif/pozitif ortayı göstermektedir. Son olarak da en ortadaki köşegen boyunca olan bölge de sıfır hatayı temsil etmektedir. Görüldüğü gibi Tablo 4.2’den daha anlaşılır ve net bir grafiği, MATLAB® Bulanık yüzey görünümü ile elde edilebilmektedir. Ayrıca Şekil 4.21’de bu MATLAB® Bulanık yüzey görünümünün 3D grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.20. MATLAB® Bulanık yüzey görünümü



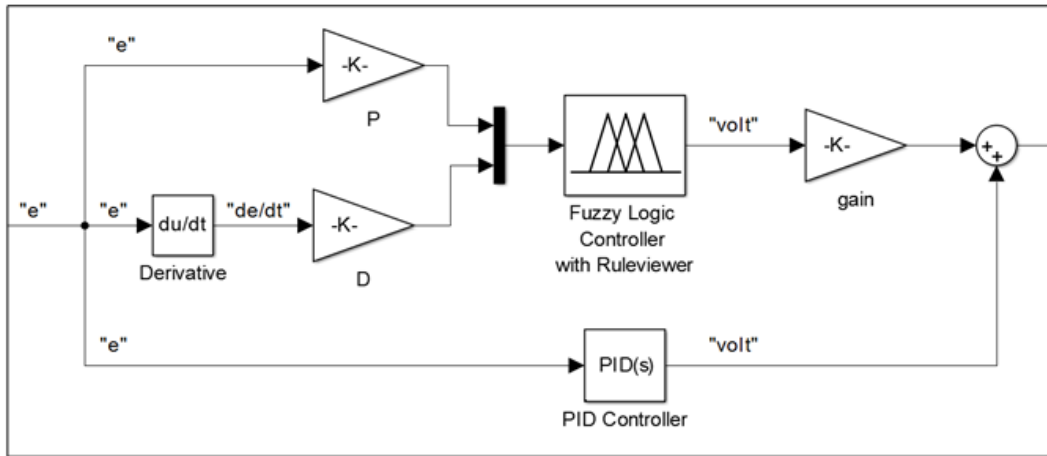
Şekil 4.21. MATLAB® Bulanık 3D yüzey görünümü

Sertliği değiştirilebilir ayak bileği ortezinin kontrol algoritmasının en önemli noktası bu kısım olup, kurallar ile birlikte P ve D parametrelerinin neye göre ayarlandığı çok önemlidir. Kısacası en başta bir kural dizini oluşturulup bu kural dizisine göre en uygun P ve D parametreleri neye dikkat edilerek elde edildiği bu çalışmanın önemli noktasıdır. Bu yüzden bu aşamada Tablo 4.2'deki kurallar incelendiğinde “e” ve “de/de” değerleri pozitif/negatif büyük iken yani ayak bileği açısı referans açıdan en uzakta ise Bulanık PD çıkışı maksimumdur. Burada Bulanık PD çıkışından motora maksimum voltaj gittiğinden dolayı motor da maksimum tork üreterek referansa gitmeye çalışmaktadır. Bu iki değer pozitif/negatif orta iken de aynı şekilde motor maksimum tork ile referansa gitmeye çalışmaktadır. Bir diğer koşul ise “e” ve “de/dt” değerleri pozitif/negatif küçük iken yani ayak bileği açısı referans açığına yakın ise motor orta değerde bir tork üreterek referans açığına gitmeye çalışmaktadır. Son olarak ayak bileği açısı referans açığına birebir takip etmekte ise çıkışta sıfır voltaj olmakta ve motor tork üretmemektedir.

Literatürdeki diğer kurallara bakıldığında; büyüğe karşılık büyük, ortaya karşılık orta, küçüğe karşılık küçük ve sıfıra karşılık sıfır değerleri göze çarpmaktadır. Ancak bizim temel alıp uygulamış olduğumuz kurallara göre; büyüğe karşılık büyük, ortaya karşılık büyük, küçüğe karşılık orta ve sıfıra karşılık sıfır değerleri verilmiştir. Bu değerlere bakıldığında sistem çıkışının

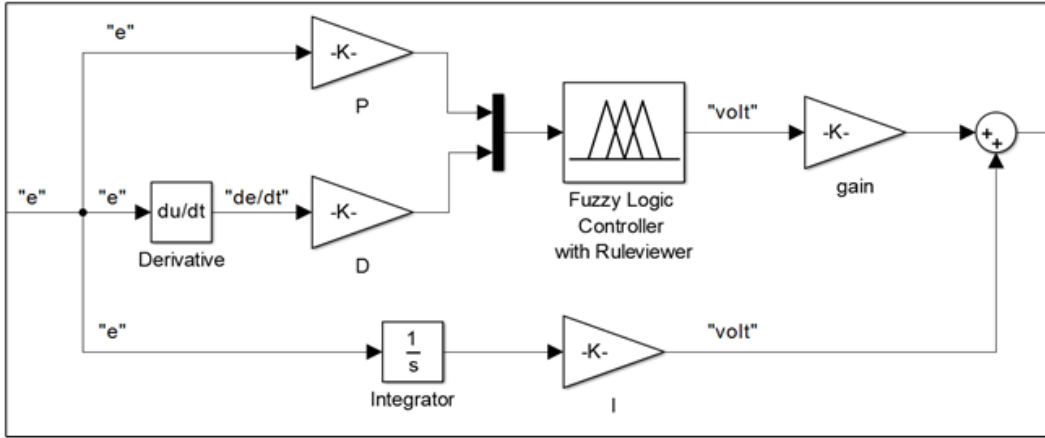
hiç küçük değer almadığı görülmektedir. Bu yüzden sistem daha sert çalışmakla birlikte referansa gitme süresinin daha kısa olduğu, bu ayrıntıdan anlaşılmaktadır. Sistemin sert çalışması, titreşim gibi önlenabilir bir dezavantaja sebep olmasından ziyade bozucu kuvvetlere karşı duyarsız olmak gibi büyük bir avantajı vardır.

Kontrol algoritmasının temeli olan Bulanık PD algoritmasının literatür araştırmasıyla iyi bir şekilde anlaşılıp kuralları ve üyelik fonksiyonları ile birlikte sanal ortamda blok diyagramları oluşturulmuştur. Bu aşamada artık Bulanık PD algoritması ile eş zamanlı olarak karma çalışabilecek algoritmaların elde edilmesine geçilmiştir. İlk olarak geleneksel PID algoritması uygulanmıştır. Hazır PID bloğu daha önce de bahsedildiği gibi Ziegler Nichols yöntemi ile P, I ve D parametreleri elde edilmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Bulanık PD + PID algoritması blok diyagramı

Bir diğer uygulama ise Bulanık PD + I algoritmasıdır. Bulanık PD aynı kalıp, PID yerine sadece I parametresi konularak en az hata ile sonuç elde edilebileceği düşünülmüştür. Bu I parametresi PID'de olduğu gibi direk olarak ayarlanamamaktadır. Bu yüzden deneme-yanılma metodu ile I parametresinin optimum değeri elde edilmiştir. Böylece bir diğer karma teknik olarak da Bulanık PD + I algoritması oluşturulmuş olup, blok diyagramı Şekil 4.23'te gösterilmiştir.

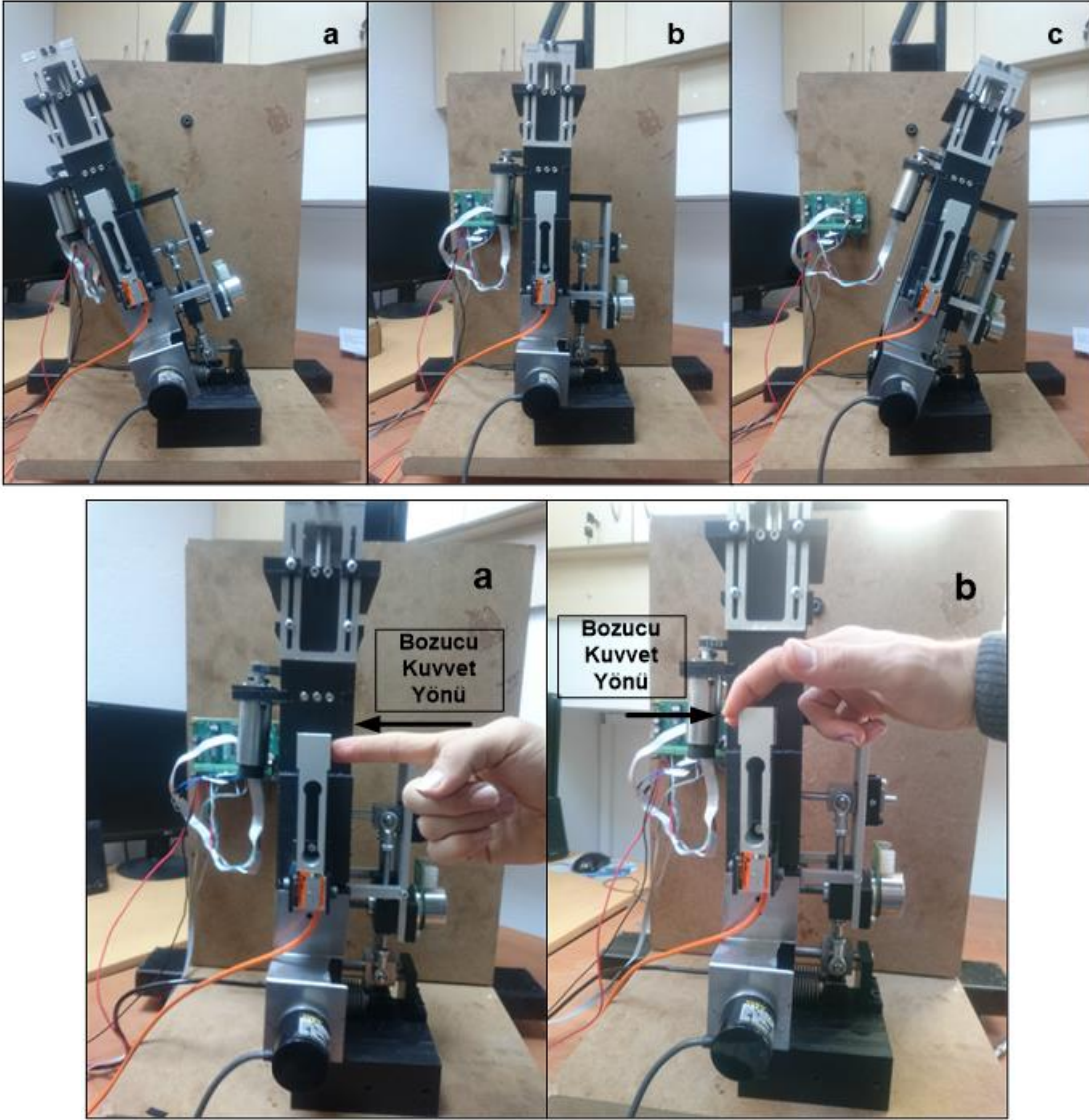


Şekil 4.23. Bulanık PD + I algoritması blok diyagramı

Daha önce de bahsedildiği gibi muhtemel kullanılabilecek kontrol algoritmaları arasında SMC ve LQR'ın kontrol algoritmaları fiziksel model tabanlı olduklarından ve bizim sistemimiz oldukça karmaşık bir sistem olduğundan bu algoritmalar proje kapsamında tercih edilmemiştir. Bu yüzden bu çalışmada FLC ve geleneksel kontrol algoritmalarının farklı kombinasyonları (PID, Bulanık PD, ZTS Bulanık PD, Bulanık PD+I, Bulanık PD+PID) uygulanmış ve sonuçlar buna göre verilmiştir.

4.2.2. Deney Sonuçları

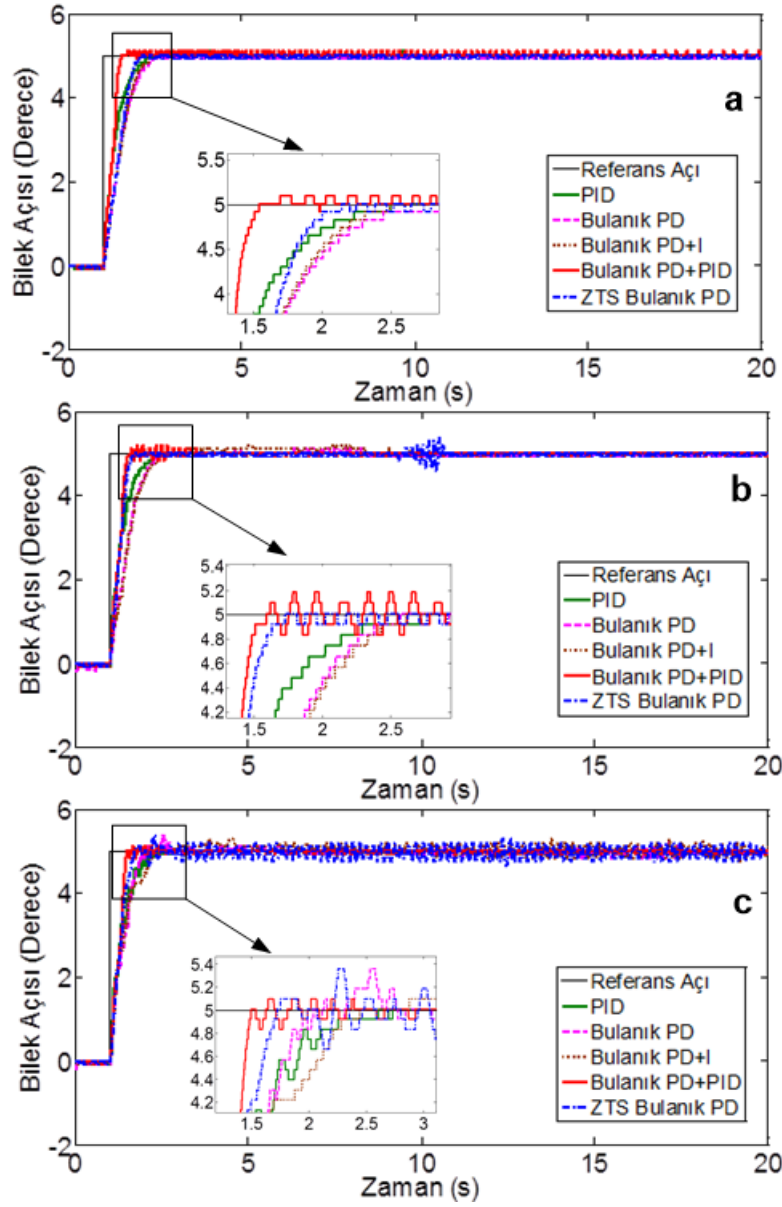
Bu bölümde yukarıda bahsedilen kontrol algoritmaları proje kapsamında geliştirilmiş olan sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robotu üzerinde uygulanmıştır. Deney düzeneği Şekil 4.24 de verilmektedir. Uygulanan kontrol algoritmalarının her biri için ayrı ayrı referans giriş fonksiyonları uygulanmış olup, bunlar sırasıyla; 5°'lik adım fonksiyonu ve ($\pm 10^\circ$) sinüs fonksiyonudur. Uygulanan referans giriş fonksiyonlarına karşılık elde etmiş olduğumuz ayak bileği açıları analiz edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Ayrıca her bir deney farklı sertlik değerlerinde (yüksek, orta ve düşük) de ayrı ayrı denenmiştir. Bu bölümde tüm bu deneyler gerçek ortamda denenmiş ve sonuçları ayrıntılı bir şekilde grafikler ile verilmiştir. Bununla birlikte maksimum hata, minimum hata ve hatanın karekökü ortalaması (RMS) tablolar halinde verilmiştir. Ayrıca uygulanmış olan referans fonksiyonlarına karşılık bir de dışardan uygulanan bozucu kuvvetlere karşı cevaplar incelenmiştir. Şekil 4.24'te sertliği değiştirilebilir eyleyici üzerine monte edilmiş kuvvet sensörüne elle bozucu kuvvetin uygulanış biçimi gösterilmektedir.



Şekil 4.24. Sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robotunun deney düzeneği ve uygulanan bozucu kuvvetlerin gösterimi

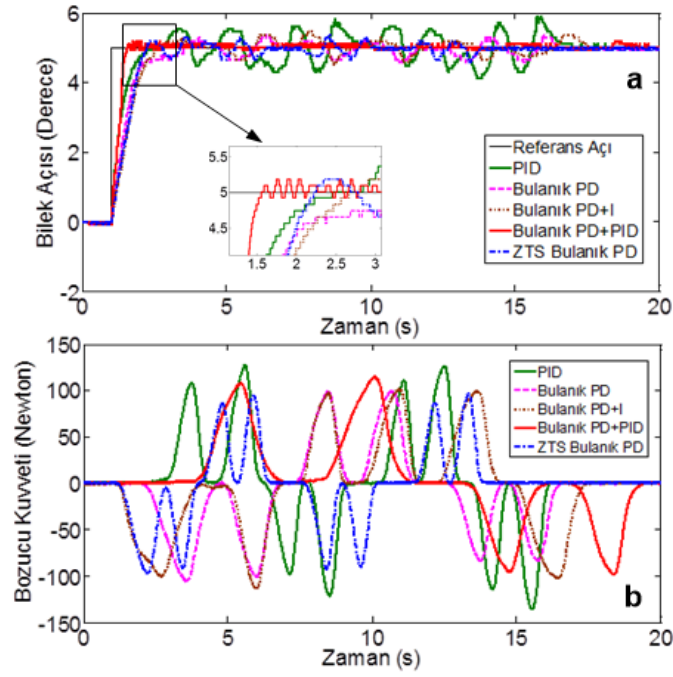
4.2.2.1. 5°'lik Adım Fonksiyonu

Uygulanan 5°'lik giriş referans fonksiyonuna karşılık, sistemin üç farklı ayak bileği sertliğinde bozucu olmadan kontrolcülerin cevap eğrileri Şekil 4.25'te gösterilmiştir.

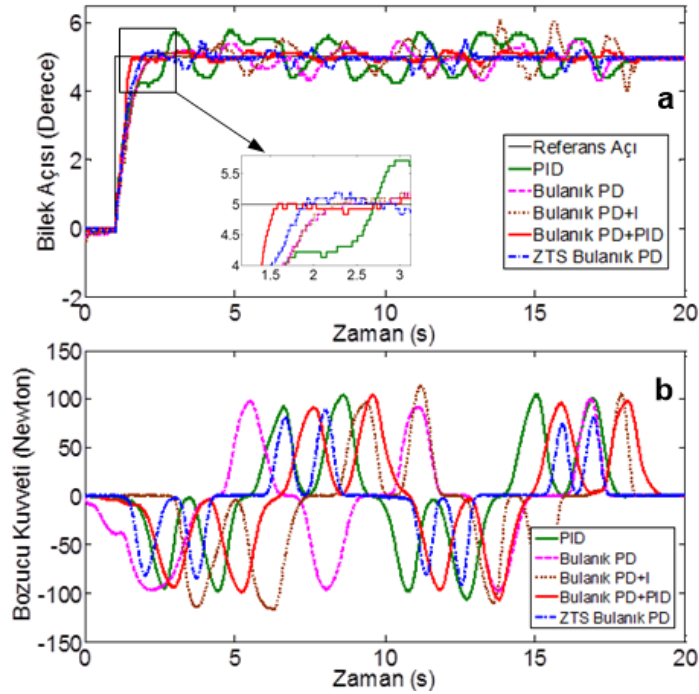


Şekil 4.25. 5°'lik bozucusuz adım fonksiyonunun (a) yüksek sertlikteki, (b) orta sertlikteki ve (c) düşük sertlikteki farklı kontrolcülerin cevap eğrileri

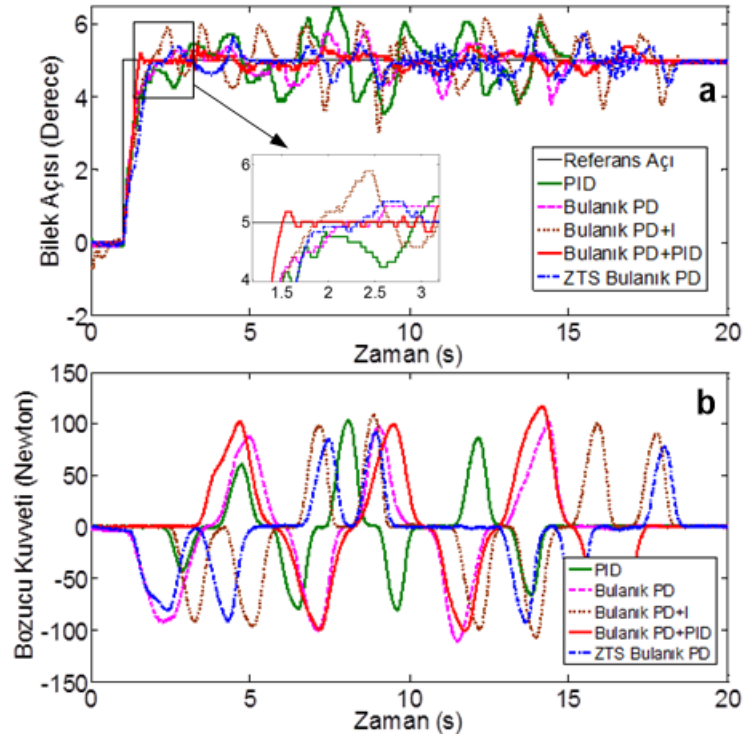
Bozucu olmadan gerçekleştirilen deney sonuçlarında olduğu gibi bozucu kuvvet uygulandığında gerçekleştirilen deney sonuçlarının karşılaştırılması da aynı şekilde farklı eyleyici sertliklerinde yapılmış ve sonuçlar Şekil 4.26, 4.27 ve 4.26'da verilmiştir. Ayrıca burada her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvetler, sistemin cevap eğrisinin hemen altında verilmiştir.



Şekil 4.26. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun yüksek sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet



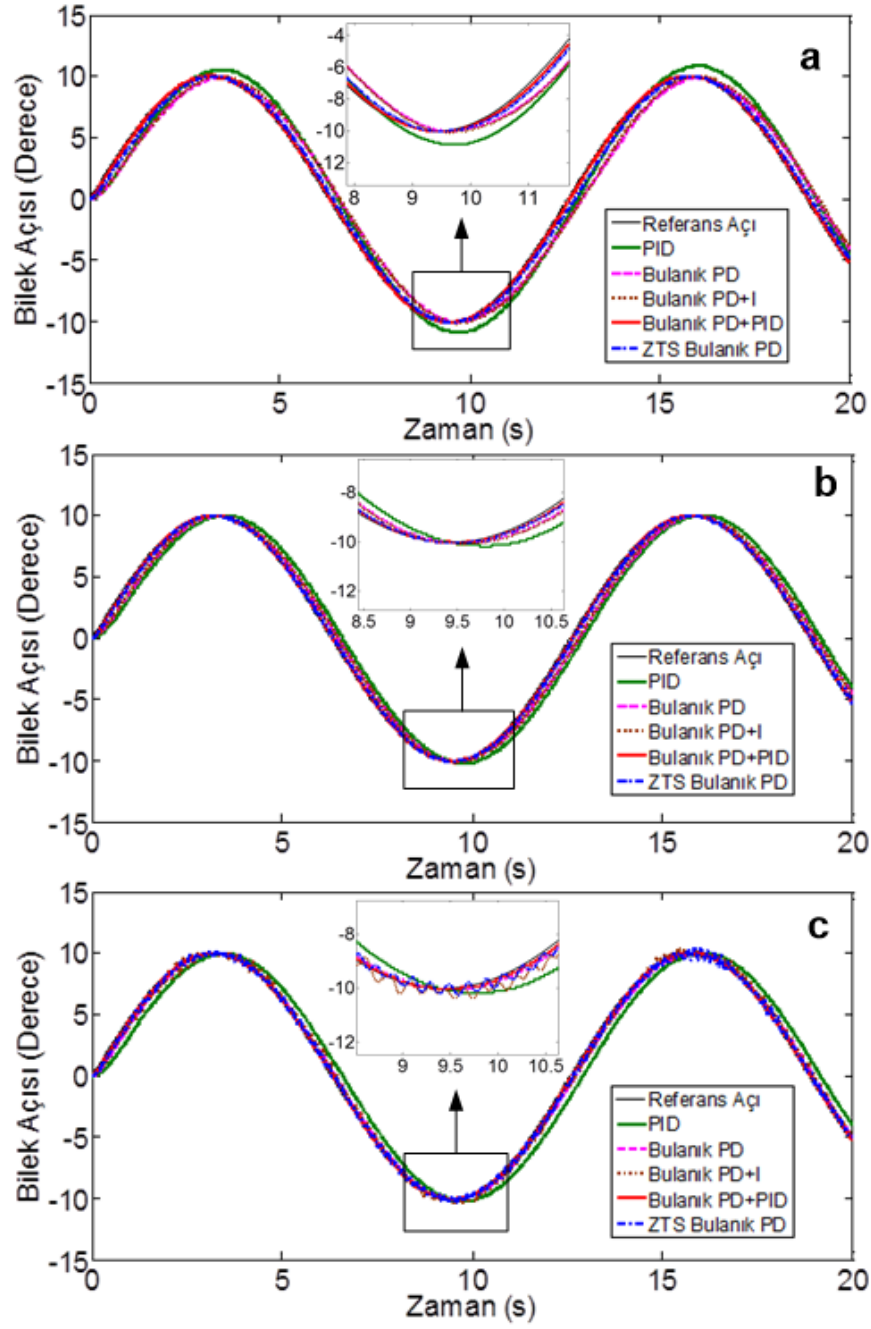
Şekil 4.27. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun orta sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet



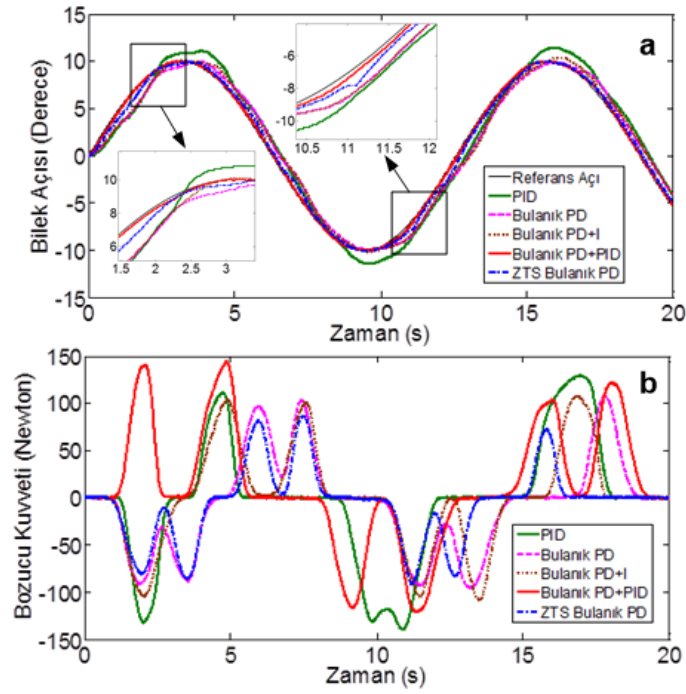
Şekil 4.28. 5°'lik bozuculu adım fonksiyonunun düşük sertlikteki; (a) kontrolcülerin cevap eğrileri
(b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet

4.2.2.2. 10°'lik Sinüs Fonksiyonu

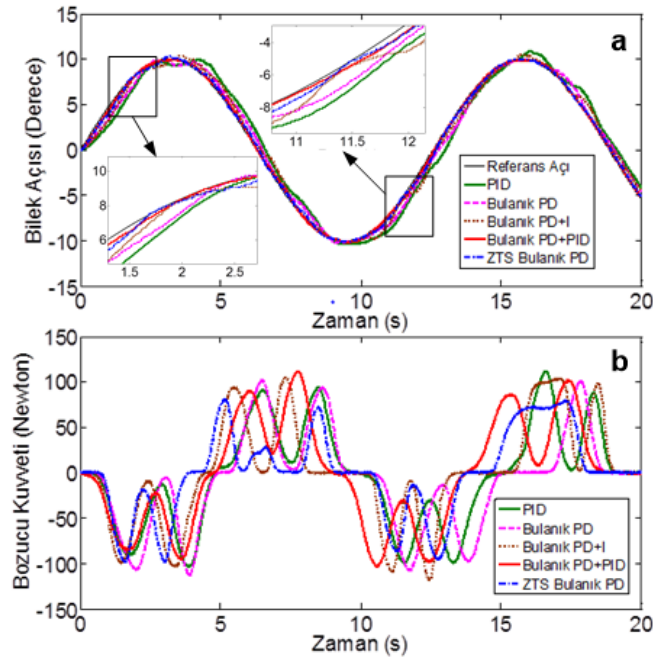
Uygulanan 5°'lik referans girişinden sonra, giriş olarak 10° genlikli bir sinüs fonksiyonu sisteme uygulanmıştır. Burada da adım fonksiyonunda olduğu gibi, ilk olarak bozucu kuvvet uygulanmadan, üç farklı bilek sertliğinde uygulanan kontrol algoritmalarında sistem cevapları karşılaştırılmış ve sonuçlar Şekil 4.29'da verilmiştir. Daha sonra ise bozucu kuvvet uygulandığında, uygulanan kontrol algoritmalarına karşılık sistemin üç farklı bilek sertliğinde cevabı karşılaştırılmış ve sonuçlar Şekil 4.30, 4.31 ve 4.32'de gösterilmiştir. Ayrıca her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvetler de aynı grafiklerde gösterilmiştir.



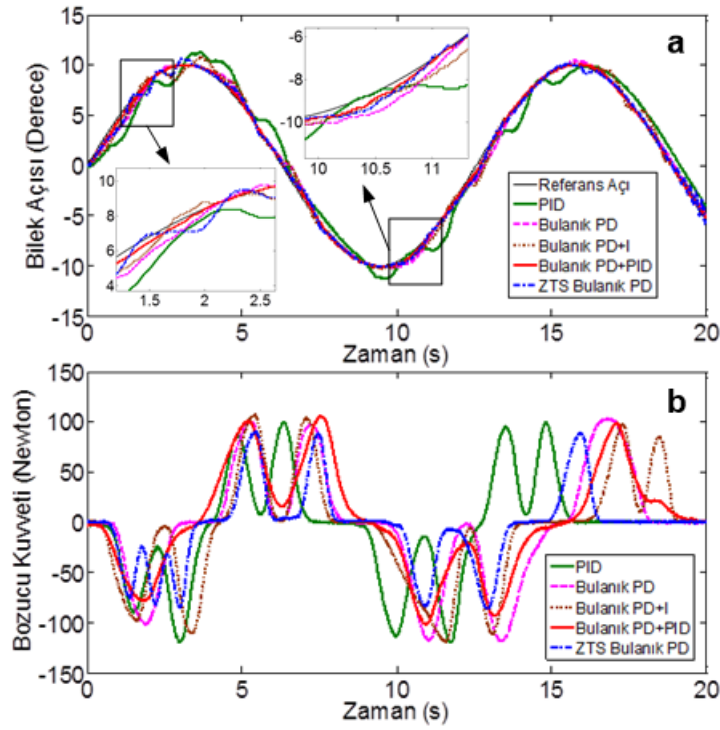
Şekil 4.29. 10°'lik bozucusuz sinüs fonksiyonunun (a) yüksek sertlikteki, (b) orta sertlikteki ve (c) düşük sertlikteki kontrolcü cevap eğrileri



Şekil 4.30. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun yüksek sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet



Şekil 4.31. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun orta sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet



Şekil 4.32. 10°'lik bozuculu sinüs fonksiyonunun düşük sertlikteki (a) kontrolcülerin cevap eğrileri (b) her bir kontrolcüye uygulanan bozucu kuvvet

Grafikler incelendiğinde hangi algoritmanın en iyi olduğuna karar vermek mümkün olmakla beraber, daha kesin sonuçlar elde edebilmek adına deneylerden elde edilen hatanın maksimum, minimum ve karekök ortalamaları değerleri tablolar halinde verilmiştir. Tablo 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8'de, adım ve sinüs giriş referans fonksiyonları için üç farklı bilek sertliğinde bozuculu ve bozucusuz olarak yapılan deneylerin sayısal sonuçları sunulmuştur.

Uygulanan adım ve sinüs referans giriş fonksiyonlarına karşılık uygulanan kontrolcü eğrileri ve tabloları incelendiğinde, en iyi performansı Bulanık PD+PID kontrol algoritması göstermiş olup, ikinci en iyi performansı ise ZTS Bulanık PD kontrol algoritması göstermiştir. Bununla birlikte en kötü performansı ise PID kontrol algoritması göstermiştir. Bulanık PD ve Bulanık PD+I kontrol algoritmaları ise orta düzeyde bir başarı göstermiştir.

Tablo 4.3. Bozucusuz ve yüksek sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.50	x	x	1.13	1.67	-1.68
Bulanık PD	0.63	x	x	1.15	2.04	-1.48
Bulanık PD+I	0.62	x	x	1.16	1.98	-1.66
Bulanık PD+PID	0.47	x	x	0.21	0.28	-0.35
ZTS Bulanık PD	0.61	x	x	0.51	1.01	-0.65

Tablo 4.4. Bozucusuz ve orta sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.49	x	x	1.18	1.79	-1.68
Bulanık PD	0.63	x	x	0.73	1.22	-1.03
Bulanık PD+I	0.64	x	x	0.72	1.18	-1.06
Bulanık PD+PID	0.47	x	x	0.21	0.39	-0.36
ZTS Bulanık PD	0.49	x	x	0.29	0.53	-0.59

Tablo 4.5. Bozucusuz ve düşük sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.50	x	x	1.16	1.80	-1.62
Bulanık PD	0.53	x	x	0.41	0.78	-0.73
Bulanık PD+I	0.54	x	x	0.47	1.02	-1.13
Bulanık PD+PID	0.47	x	x	0.20	0.38	-0.33
ZTS Bulanık PD	0.51	x	x	0.33	0.88	-0.90

Tablo 4.6. Bozuculu yüksek sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.62	x	x	1.45	2.34	-2.08
Bulanık PD	0.65	x	x	1.23	1.29	-1.96
Bulanık PD+I	0.71	x	x	1.20	2.57	-1.94
Bulanık PD+PID	0.43	x	x	0.21	0.43	-0.47
ZTS Bulanık PD	0.68	x	x	0.54	1.17	-1.03

Tablo 4.7. Bozuculu orta sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

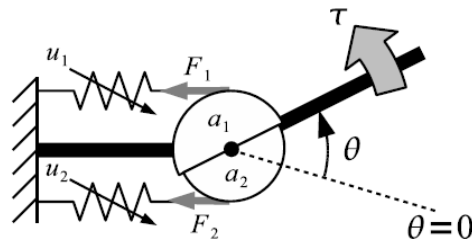
Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.68	x	x	1.29	2.32	-2.12
Bulanık PD	0.60	x	x	0.81	1.56	-1.38
Bulanık PD+I	0.65	x	x	0.79	1.83	-1.65
Bulanık PD+PID	0.48	x	x	0.32	0.51	-0.53
ZTS Bulanık PD	0.53	x	x	0.33	0.93	-0.72

Tablo 4.8. Bozuculu düşük sertlikteki hata ve hatanın ortalama karesi kıyaslanması

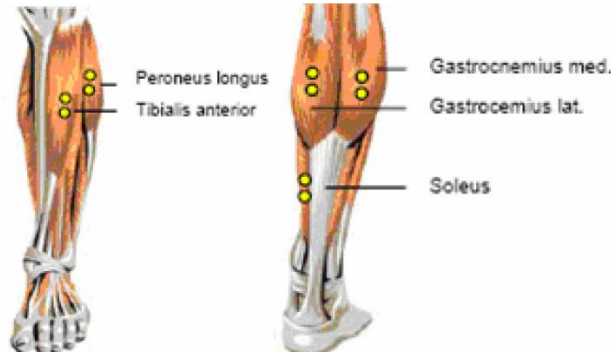
Ref. Kont.	Adım Fonksiyonu			Adım Fonksiyonu		
	rms	maks.	min.	rms	maks.	min.
PID	0.74	x	x	1.29	2.72	-2.50
Bulanık PD	0.57	x	x	0.56	1.48	-1.44
Bulanık PD+I	0.71	x	x	0.66	1.93	-1.51
Bulanık PD+PID	0.50	x	x	0.23	0.67	-0.52
ZTS Bulanık PD	0.63	x	x	0.44	1.34	-1.64

4.3. EMG Tabanlı Sertlik Kestirimi Ve Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Üzerinde Uygulaması

Önceki bölümlerde insan kas-iskelet sisteminin, yürüme aşamasında bilek eklemlerinde sertliği devamlı değiştirdiği ve bu sayede daha esnek, karalı bir yürüme kabiliyeti kazandığı belirtilmişti. Bu projedeki amaçlardan biri de kullanıcının bilek eklemlerindeki sertliği gerçek zamanlı olarak kestirimi, bu tahmin edilen sertlik değerlerinin dış iskelet robotun ayak bileği için geliştirilen sertliği değiştirilebilir eyleyiciye referans olarak gönderilmesi ve gerçek zamanlı olarak tahmin edilen sertliğin cihaz tarafından taklit edilmesinin sağlanmasıdır. Bu çalışmada Kavaze vd. tarafından geliştirilen bir biyomekanik model kullanılmıştır (Kawase vd. 2012). Bu biyomekanik model, Şekil 4.33'de gösterilen antagonistik olarak karşılıklı yerleştirilmiş olan kasların ayak bileğine karşılık gelen bir kasnak üzerinde sertlik modelinin matematiksel türetimini içermektedir. Bu model, kas aktivasyonları ve eklem açıları ile gerginliği değişen bir ekstansiyon ve bir de fleksiyon kasına indirgenmiş bir eklem modelidir. Gerçekte insan ayak bileği eklemi kontrolü 12 farklı kas tarafından sağlanmaktayken, Şekil 4.34'de gösterilen, Tibialis Anterior (TA), lateral Gastrocnemius (LG), medial Gastrocnemius (MG), peroneus longus (PER) kasları yürüme esnasında aktif olarak kullanılmaktadır (Zhen vd. 2008). Zhen vd. (2008) tarafından yapılan bir klinik çalışmada bu kaslarda özellikle Tibialis Anterior (TA) kasının ayak bileği bükme hareketinde (dorsal-fleksiyon hareketinde) çok baskın seviyede EMG sinyali verdiği, diğer kasların zayıf kaldığı, buna karşılık ayak bileği uzatma hareketinde (plantar fleksiyon hareketinde) ise medial Gastrocnemius (MG) kasının çok baskın seviyede EMG sinyali verdiği diğerler kasların zayıf kaldığını göstermiştir. Bu nedenle, geliştirilen bu kas iskelet modelinde bükme hareketi için Tibialis Anterior (TA) kasından gelen sinyaller (Şekil 4.33'de F_1 ve u_1 ile gösterilen Kas-1), uzatma hareketinde ise Medial Gastrocnemius (MG) kasından gelen sinyaller (Şekil 4.33'de F_2 ve u_2 ile gösterilen Kas-2) kullanılmıştır. Ayrıca, bu modelde moment kolu uzunlukları a_1 ve a_2 bilek açı değerlerine bakılmaksızın hareket boyunca sabit kaldığı kabul edilmiştir.



Şekil 4.33. Basitleştirilmiş ayak bileği kas-iskelet modeli yapısı



Şekil 4.34. Ayak bileği hareketinde önemli kaslar

Bu çalışmada, bilek torkunu hesaplamak için kaslar tarafından sağlanan kuvvetleri modellemek amacı ile Mykin (Miyokinetic) kas modeli kullanılmıştır (Shin vd. 2009). Mykin kas modeline göre her bir kas tarafından uygulanan gerilme kuvveti şu şekilde hesaplanmaktadır;

$$F_i = (k_{0i} + k_{1i}u_i)(l_{0i} + l_{1i}u_i - a_i\theta) \quad (4.13)$$

Burada, a_i i'inci kasa ait moment kolu uzunluğunu, k_{0i} ve k_{1i} ler i'nci kasa ait tendon sertliklerini, l_{0i} ve l_{1i} ler i'nci kasa ait tendon uzunluklarını, u_i 'ler EMG sinyallerinin işlenmesi ile elde edilen kas aktivasyonu (EMG sinyali öznitelikleri) değerlerini ve θ ise eklem açısını ifade etmektedir. (Bu denklemde, $a_1 > 0$ $a_2 < 0$ 'dır ve diğer bütün parametreler pozitifdir)

Kas gerilme kuvveti formülü kullanılarak bilek eklemde oluşan eklem torku da aşağıdaki formül ile hesaplanabilir;

$$T = \sum_{i=1}^2 a_i (k_{0i} + k_{1i}u_i)(l_{0i} + l_{1i}u_i - a_i\theta) \quad (4.14)$$

Bu tork formülünün θ eklem açısı değişkenine göre kısmi türevi de eklemde oluşan sertlik bağıntısını verecektir;

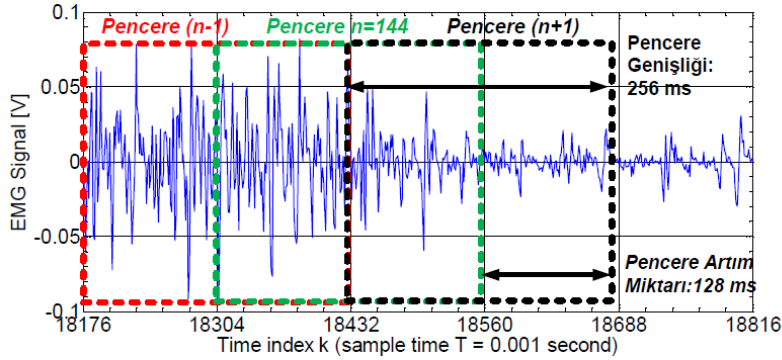
$$K = -\frac{\partial T}{\partial \theta} = \sum_{i=1}^2 (a_i)^2 (k_{0i} + k_{1i}u_i) \quad (4.15)$$

Doğal olarak, ayak bileğinin hareketi esnasında ayak bileği θ eklemler açıları, ayak bileği tarafından uygulanan T tork değerleri ve bütün bunlara karşılık EMG sinyalleri ile u aktivasyon seviyelerinin ölçebildiği bir deneysel çalışma yapılırsa kas modeline ait olan bütün k_{0i} , k_{1i} , l_{0i} ve l_{1i} kas parametrelerinin değerleri uygun bir optimizasyon tekniği kullanılarak bulunabilir ve bu parametreler Denklem 4.15'te kullanılarak ayak bileği sertlik değeri EMG sinyalleri ölçümlerine bağlı olarak gerçek zamanlı tahmin edilebilecektir.

4.3.1. EMG Sinyal İşleme

Bütün bu sertlik tahmini işlemlerinde ilk olarak üstesinden gelinmesi gereken konu EMG sensörlerinden okunan EMG sinyallerinin işlenmesidir. Bu bölümde bunun için literatürde kullanılmakta olan bazı yöntemler sunulacaktır.

EMG denetimli bir cihazın 300 ms altında bir cevap hızı olması gerektiği (Orosco vd., 2013) göz önüne alındığında, bu izin verilen gecikme değerini aşmayacak şekilde bir pencere genişlik değeri ve pencere artım miktarı proje çalışmaları kapsamında belirlenecektir. Örnekleme frekansını 1000 Hz (yani örnekleme periyodu 1ms) olduğu durumda pencere genişliğinin 256 olması EMG sinyalinin en son 256 ms'lik kısmının veri işlemeye tabi tutulacağını göstermektedir. Pencere artım miktarı ise sinyal işlemeye tabi tutulan verileri içeren ardışık pencereler arasında geçen süreyi bildirmektedir. Örnek vermek gerekirse, Şekil 4.35'te proje çalışmaları kapsamında gerçek zamanlı olarak ölçülen bir EMG verisinin pencere genişliğinin 256 ms ve pencere artım miktarının 128 ms olduğu koşullar altında veri bölümleme işleminde her pencerenin bir önceki pencere ile %50 örtüşecek şekilde nasıl oluştuğunu göstermektedir.



Şekil 4.35. Veri bölümleme işlemi

Literatürde Phinyomark vd. (2012) en çok kullanılan sinyal işleme yöntemlerini detaylarıyla açıklamaktadır. Bu yöntemler aşağıda sırasıyla verilmekte olup gerçek zamanlı (“real-time”) sinyal işleme örnekleri devam eden ara bölümlerde sunulacaktır.

4.3.2. Sinyal İşleme Yöntemleri

EMG sinyal işlemede kullanılan en popüler öznitelik çıkarım yöntemlerin başında Ortalama Karekök (OK) yöntemi gelmektedir. Özellikle sabit kas kuvveti değerinin belirlenmesinde (kas yorgunluğu durumu hariç) kullanılmaktadır. OK yöntemi aslında ortalaması sıfır kabul edilen bir sinyalin standart sapma hesabına benzemekte olup matematiksel tanımı Denklem 4.16’da verilmektedir.

$$OK = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2} \quad (4.16)$$

EMG sinyal işlemede en sık kullanılan başka bir öznitelik çıkarım yöntemi ise Ortalama Mutlak Değer (OMD) yöntemi olup matematiksel ifadesi Denklem 4.17’de verilmektedir.

$$OMD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (4.17)$$

Diğer bir yöntem olan Sıfır Geçiş (SG) yöntemi ile EMG sinyalinin sıfır değerinden geçişleri (ya da işaret değişiklikleri) sayılmakta olup bir nevi frekans bilgileri elde edilmektedir. Düşük voltaj dalgalanması ya da gürültü yüzünden olan geçişlerin bu hesaba katılmaması için bir eşik değeri kullanılmaktadır. Yöntemin hesaplanması Denklem 4.18’de verilmektedir.

$$SG = \sum_{i=1}^{N-1} (\text{sgn}(x_i \times x_{i+1})) \cap |x_i - x_{i+1}| \geq \text{Eşik değeri} \quad (4.18)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & x \geq \text{Eşik değeri ise} \\ 0, & \text{Değilse} \end{cases}$$

SG yöntemi ile büyük benzerlik içermekte olan Eğim İşaret Değişimi (EİD) yöntemi ise EMG sinyali yerine EMG sinyalinin eğiminde (türevinde) meydana gelen işaret değişimleri sayılmaktadır. Pozitif ve Negatif eğimler arasında olan işaret değişimleri sayılırken yine sinyal

üzerindeki gürültünün bu hesaba katılmaması için bir eşik değeri kullanılmaktadır. Yöntemin matematiksel olarak ifadesi Denklem 4.19'da verilmektedir.

$$EiD = \sum_{i=1}^{N-1} [f[(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1})]] \quad (4.19)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & x \geq \text{Eşik değeri ise} \\ 0, & \text{Değilse} \end{cases}$$

Ortalama Genlik Değişimi (OGD) yöntemi ile ise EMG sinyalinin bir nevi karmaşıklığı (complexity) ölçülmektedir. EMG dalga formunun belirli bir zaman boyunca hesaplanan ortalama birikimli uzunluğu olarak Denklem 4.20'de gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$OGD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (4.20)$$

Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (FMSSD) yöntemi ile hesaplanan öznelik çıkarımı OK yöntemine büyük benzerlik göstermekte olup aslında bu yöntem ile EMG dalga formunun standart sapma değeri Denklem 4.21'de gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır.

$$FMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (4.21)$$

v-Derece (v_De) yöntemi EMG sinyalinden kasların kasılma kuvvetini doğrusal olmayan bir şekilde tahmin etmek için kullanılmakta olup matematiksel ifadesi Denklem 4.22'de verilmiştir. Dikkat edilirse yöntem v=2 için OK yöntemine dönüşmektedir. Deneysel sonuçlar v'nin optimal değerinin 2 olduğunu gösterse de (bu yüzden OK yöntemi literatürde en sık kullanılan yöntemlerden biri olmuştur) bu çalışmada v=4 alınıp OK yöntemi ile olan farkı ortaya konulacaktır.

$$v_De = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^v \right)^{1/v} \quad (4.22)$$

Log Dedektörü (Log_De) ile bir kasın kasılma gücü Denklem 4.23'te ifade edilen doğrusal olmayan bir logaritmik hesaplama yöntemi ile hesaplanmaktadır.

$$\text{Log_De} = e^{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log|x_i|} \quad (4.23)$$

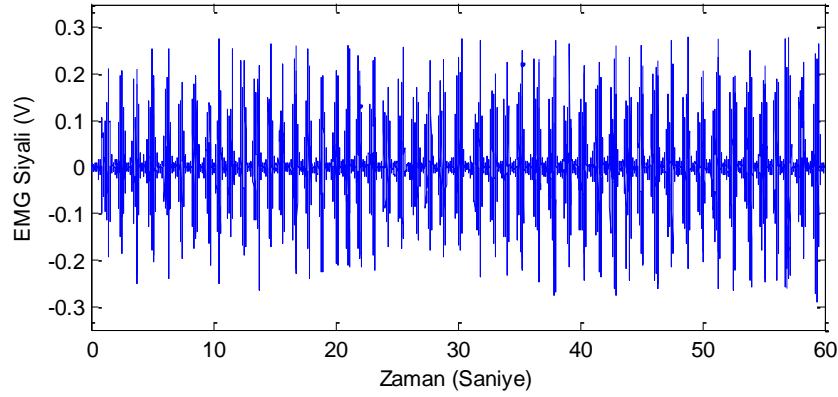
Bu bahsedilen sinyal işleme yöntemleri literatürde EMG sinyalleri için öznitelik çıkarma yöntemleri olarak bilinmektedir.

4.3.3. Sinyal İşleme Testleri

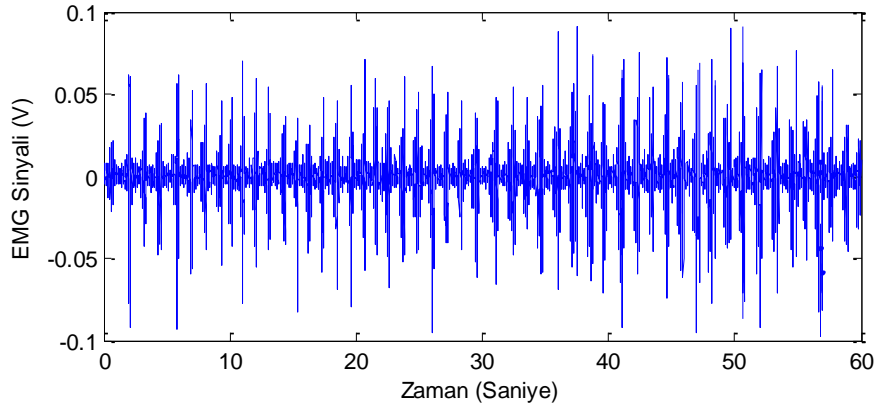
EMG sensörü Şekil 4.36'da gösterildiği üzere Medial Gastrocnemius (MG) ve Tibialis Anterior (TA) kasları üzerine denk gelecek şekilde yapıştırılmıştır. Daha sonra 60 saniye boyunca ayak bileğine bir takım germe ve bükme hareketleri yaptırılarak ham EMG verisi 1000 Hz'lik örnekleme frekansında ölçülürken bir yandan öznitelik çıkarma işlemleri gerçek zamanlı olarak uygulanmaktadır. Bu ölçümlerden alınan EMG sinyalleri Şekil 4.37 ve 4.38'de gösterilmektedir. Daha sonra da zaman tabanlı öznitelik çıkarım yöntemleri pencere genişliği 256 ms için fakat pencere artım miktarı 1 ms olacak şekilde hem Medial Gastrocnemius (MG) hem de Tibialis Anterior (TA) kasları için ayrı ayrı uygulanmıştır. Önemle belirtmek gerekir ki; Sıfır Geçiş ve Eğim İşaret Değişimi yöntemlerinden elde edilen öznitelik değerleri pencere genişliğine (N=256) bölünerek sonuçlar normalize edilmiştir. Ayrıca bu iki yöntem için ihtiyaç duyulan eşik değeri ise ham EMG sinyali üzerindeki gürültü değeri göz önüne alınarak Tibialis Anterior (TA) kası için 0.1 V ve Medial Gastrocnemius (MG) kası için 0.3 V olarak ayarlanmıştır. Medial Gastrocnemius (MG) kası için eşik değerinin daha büyük seçilmesinin sebebi bu kasın daha kuvvetli EMG sinyalleri verebilmesinden dolayıdır. Kas yorulması esnasında hızlı seğiren kas lifleri daha çabuk devre dışı kalacağından, ölçülen EMG sinyalinin medyan frekansında ya da ortalama frekansında bariz düşüşler olacaktır.



Şekil 4.36. EMG sensörlerinin ayak bileği kaslarına adaptasyonu

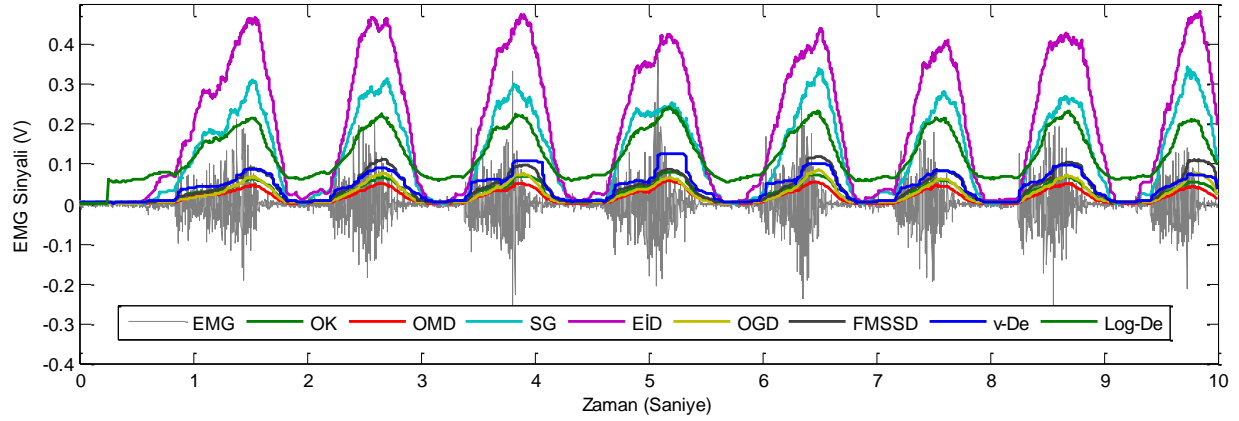


Şekil 4.37. Ayak bileği uzatma ve bükme hareketi sırasında Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyali

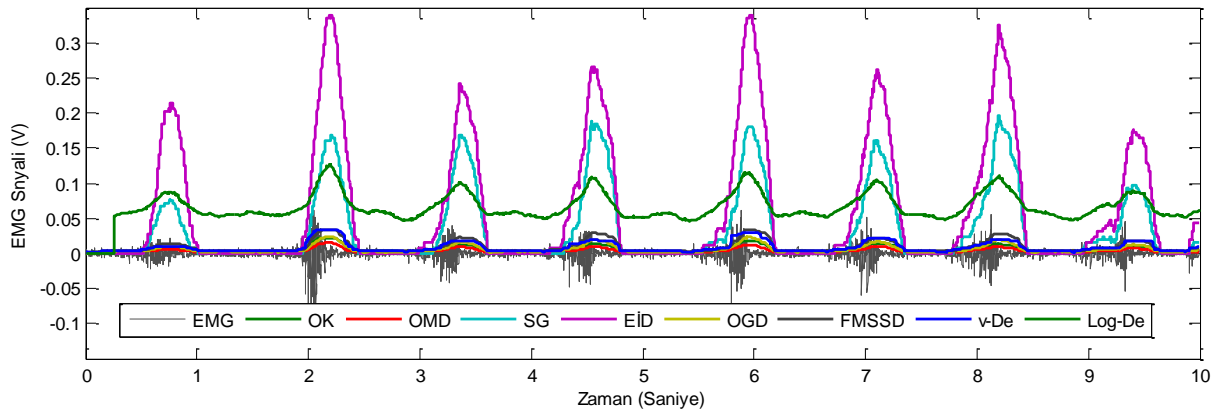


Şekil 4.38. Ayak bileği uzatma ve bükme hareketi sırasında Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyali

Yukarıda bahsedilen öznelilik çıkarma yöntemlerinin 10 saniyelik bölümleri için EMG sinyallerine uygulanması sonucunda çıkarılan öznelilik grafikleri ise Şekil 4.39 ve 4.40'da verilmektedir. Sonraki bölümlerde anlatılacak olan parametre kestirme işlemlerinde ham EMG verilerinin kullanılması mümkün değildir. Denklem 4.14 aracılığı ile gerçekleştirilecek olan parametre kestirme işleminde bu bölümde çıkarılan öznelilik grafiklerinden yararlanılacaktır.



Şekil 4.39. Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyaline öznitelik çıkarma yöntemlerinin uygulanması

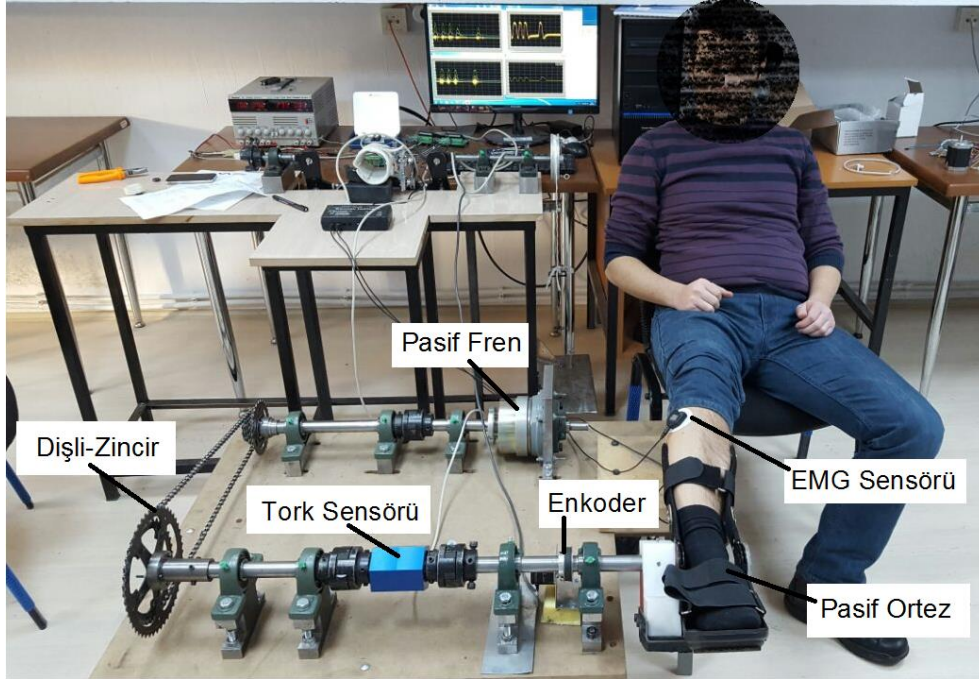


Şekil 4.40. Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyaline öznitelik çıkarma yöntemlerinin uygulanması

4.3.4. EMG Sinyallerine Karşılık Ayak Bileği Moment Ve Sertlik Kestirimi Testleri

İlk ara bölümde anlatıldığı gibi EMG sinyalleri ile ayak bileği momenti arasında ilişki kurulması için Mykin kas modeli kullanılmaktadır. Bu model kullanılarak ayak bileği torku ile EMG sinyalleri arasında ilişki kurulacak ve daha sonra da Denklem 4.14 aracılığı ile model parametreleri uygun bir optimizasyon yöntemi ile elde edilecektir. Daha sonrada Denklem 4.15 yardımı ile ayak bileğinin sertliğinin kestirimi işlemi gerçekleştirilecektir. Bütün bu işlemlerin gerçekleştirilebilmesi için ilk olarak ayak bileği momentinin, ayak bileği eklem açısının ve ayak bileği hareketinde baskın olan Tibialis Anterior (TA) ve Medial Gastrocnemius (MG) kaslarından eş zamanlı olarak

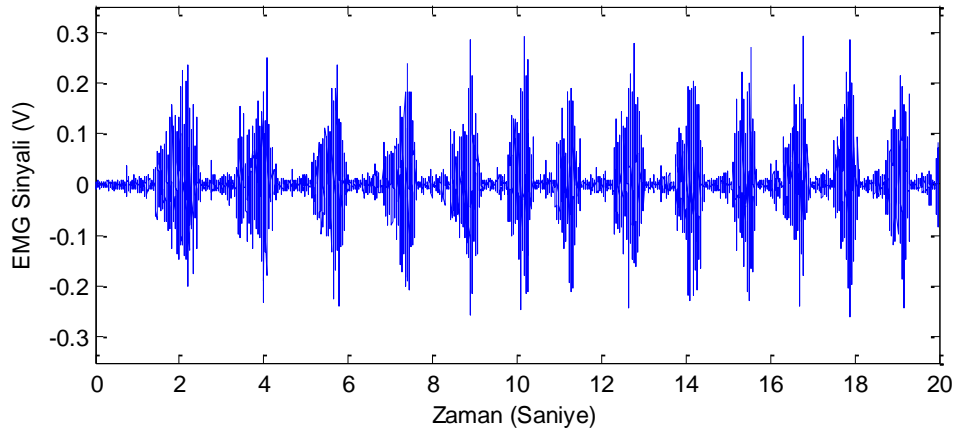
bilgi toplanabilecek bir deney düzeneğine ihtiyaç bulunmaktadır. Bu amaçla, Şekil 4.41'deki deney düzeneği oluşturulmuştur. Bu deney düzeneği, bir masa üzerinde pasif tork yaratan bir manyetik fren, fren torkunu yüksek değerlere yükselten bir dişli-zincir düzeneği, denek kişinin ayağını yerleştirebileceği bir pasif ortezi, ayak bileğinin açısını ölçen bir enkoder ve ayak bileği ile pasif fren arasındaki etkileşim torklarını ölçebilen bir tork sensöründen oluşmaktadır. Bu deney düzeneği aracılığı ile denek kişi oturur biçimde ayağını pasif orteze yerleştirerek pasif frene karşı iş yapacak şekilde ayak bileğini farklı hızlarda hareket ettirebilecek, böylece ayak bileğinin her konumuna karşılık ayak bileği tarafından uygulanan moment değerleri ölçülecek ve bu sırada ayak bileği kaslarından gerçek zamanlı ham EMG sinyalleri ve bu EMG sinyallerinin öznelilikleri ölçülebilecektir.



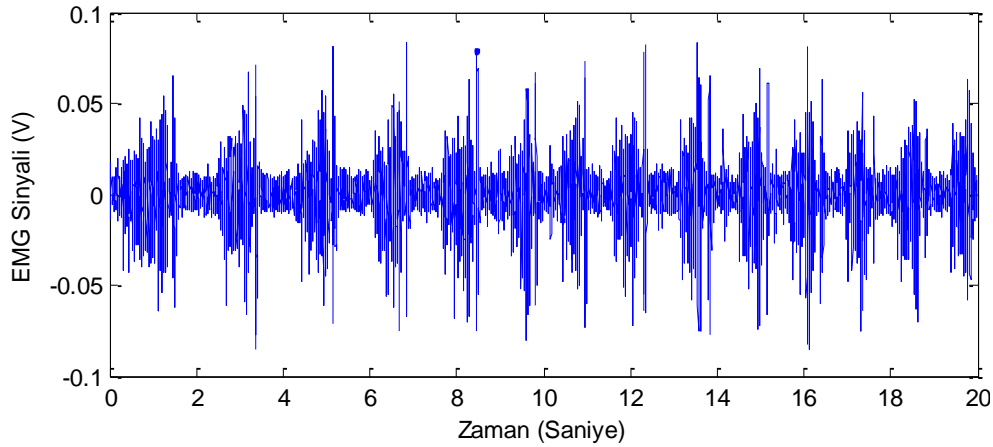
Şekil 4.41. Ayak bileği sertlik kestirimi için veri toplama deney düzeneği

Şekil 4.41'de sunulan deney düzeneği kullanılarak artık ayak bileği kaslarına ait Denklem 4.14'deki biyomekanik parametre kestirimleri yapılabilecektir. Bu testlerde ilk olarak 60 saniye boyunca denek kişi ayağını pasif frenin zorlamalarına karşılık hareket ettirmektedir ve bu sırada ham EMG sinyalinden öznelilik hesaplamaları ve bu EMG sinyallerine karşılık gelen tork sensörü sinyal ölçümleri gerçekleştirilmektedir. Bu toplanan veriler ile Lineer Olmayan En Küçük Kareler Eğri Uydurma (Nonlinear Least Square Curve Fitting) yöntemi kullanılarak biyomekanik

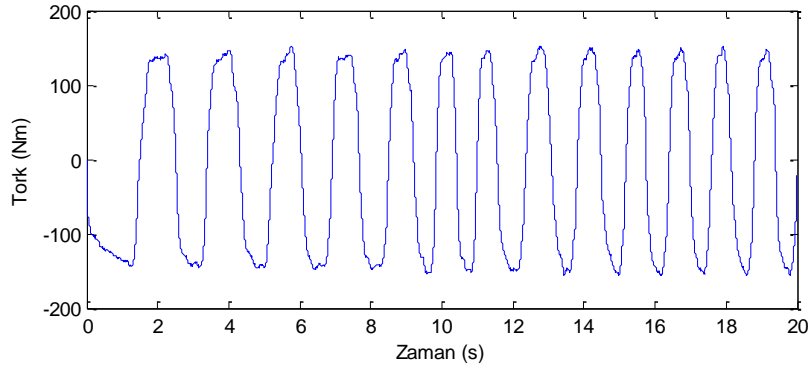
parametrelerin kestirimi yapılmaktadır. Bu amaçla Denklem 4.14 hedef fonksiyon olarak tanımlanarak MATLAB® “lsqnonlin” optimizasyon aracı kullanılmıştır. Parametre kestirimi aşamasında kullanılan deneysel veriler Şekil 4.42, 4.43 ve 4.44’te verilmektedir. Ancak parametre kestirimi aşamasında her bir öznitelik grafiği bir birbirinden farklı olduğundan bu farklı özniteliklerden kestirilen parametreler birbirinden farklılık göstermektedir. Hangisinin en uygun parametreler olduğunu ise ayrıca yapılan bir doğrulama deneyi ile tork verileri üzerine kestirilen parametrelerden hesaplanan tork değerleri çizdirilerek ve hangisinin en iyi sonucu verdiği bakılarak karar verilecektir. Şekil 4.42-4.44’te verilen EMG ve tork sensörü ölçümlerine karşılık farklı özniteliklerin kullanımı ile kestirilen biyomekanik model parametreleri Tablo 4.9’da verilmektedir. Tablo 4.9’da ayrıca optimizasyon için gerekli olan her bir parametrenin alt ve üst limitleri verilmektedir.



Şekil 4.42. Parametre kestirimi için Medial Gastrocnemius (MG) kasından toplanan EMG sinyali



Şekil 4.43. Parametre Kestirimi için Tibialis Anterior (TA) kasından toplanan EMG sinyali

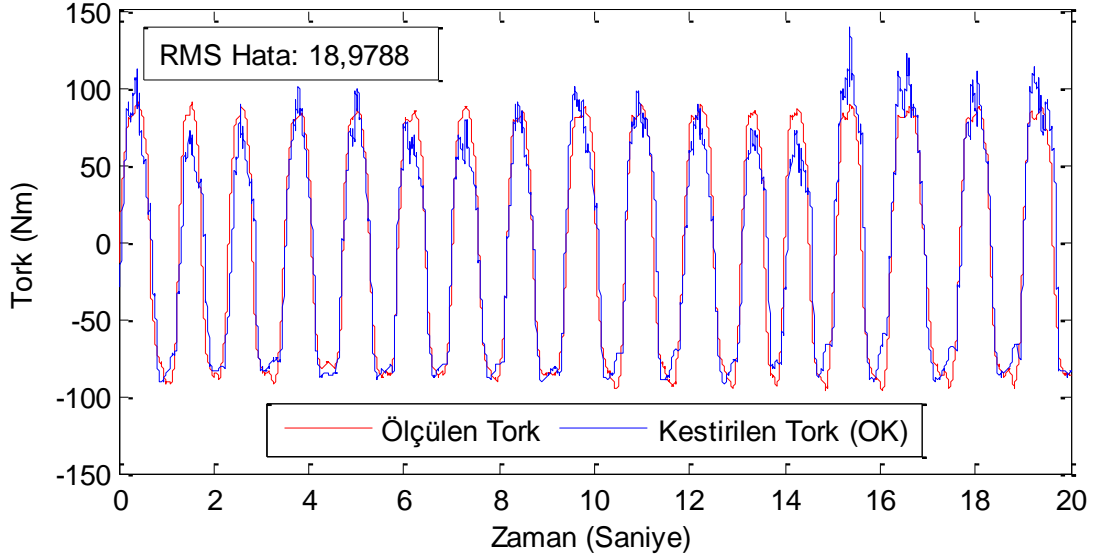


Şekil 4.44. Parametre Kestirimi için toplanan tork verileri

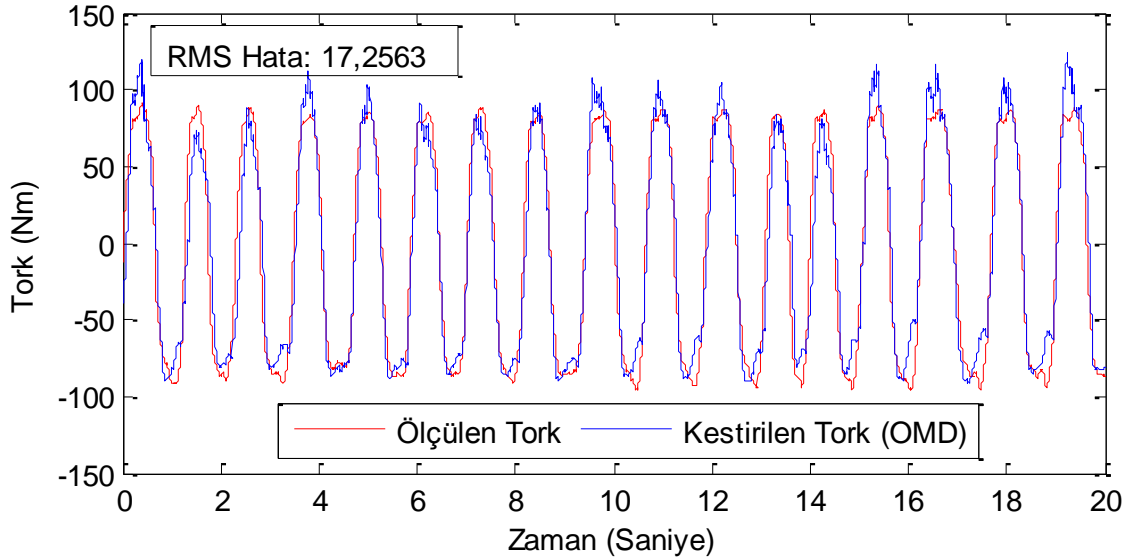
Tablo 4.9. Farklı öznitelikler kullanılarak biyomekanik parametrelerin kestirimi ve kestirilen parametreler ile doğrulama ölçümleri üzerindeki RMS hataları

	Alt limit	Üst limit	OK	OMD	SG	EID	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
a_1 (cm)	0,1	5	0,71	2,31	3,09	4,91	1,19	5,00	1,24	2,41
k_{01} (N/m)	1000	100000	93087	62225	161480	45624	16829	99016	98718	99857
k_{11} (N/m)	1000	100000	99988	99999	97052	96561	97878	99011	99997	99945
l_{01} (cm)	0,1	10	0,91	2,87	1,01	3,54	10,00	2,02	0,61	0,59
l_{11} (cm)	0,1	10	9.91	9,9	10	2,09	10,00	6,93	10	10
a_2 (N/m)	0,1	5	4,99	3,76	0.13	3,1	4,54	5,00	4,99	1,2
k_{02} (N/m)	1000	100000	27117	41253	895770	94093	56445	99016	33202	654010
k_{12} (N/m)	1000	100000	98001	99311	99441	69097	99018	99285	84019	96851
l_{02} (cm)	0,1	10	2,01	2,68	10	5,29	4,55	2,08	3,56	3,54
l_{12} (cm)	0,1	10	4,78	9,81	2,45	9.91	9,26	0,41	9,25	10,00
RMS Hatası			18,9788	17,2563	18,7664	16,964	18,2189	22,5780	26,9174	18,9538

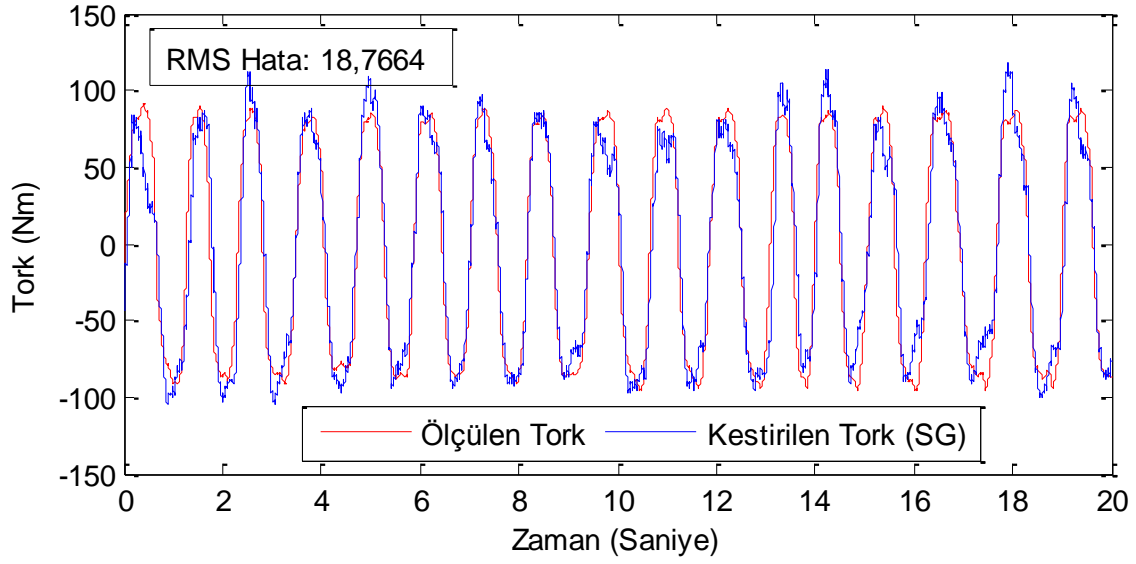
Tablo 4.9’da kestirilen bu parametrelerin performansını ölçmek için diğer bir ölçüm deneyi yapılmıştır. Hesaplanan tork değerleri ile ölçülen tork değerleri Şekil 4.45-4.52’de aynı grafikte çizdirilmiştir ve her grafikte ayrı ayrı RMS hataları (Ortalama Karekök Hataları) hesaplanmıştır. Bu RMS hata değerleri Tablo 4.9’da da işlenmiştir. Bu hata değerleri göstermektedir ki en az hata Eğim İşaret Değişimi yöntemi (EİD) ile kestirilen parametrelerden elde edilmektedir.



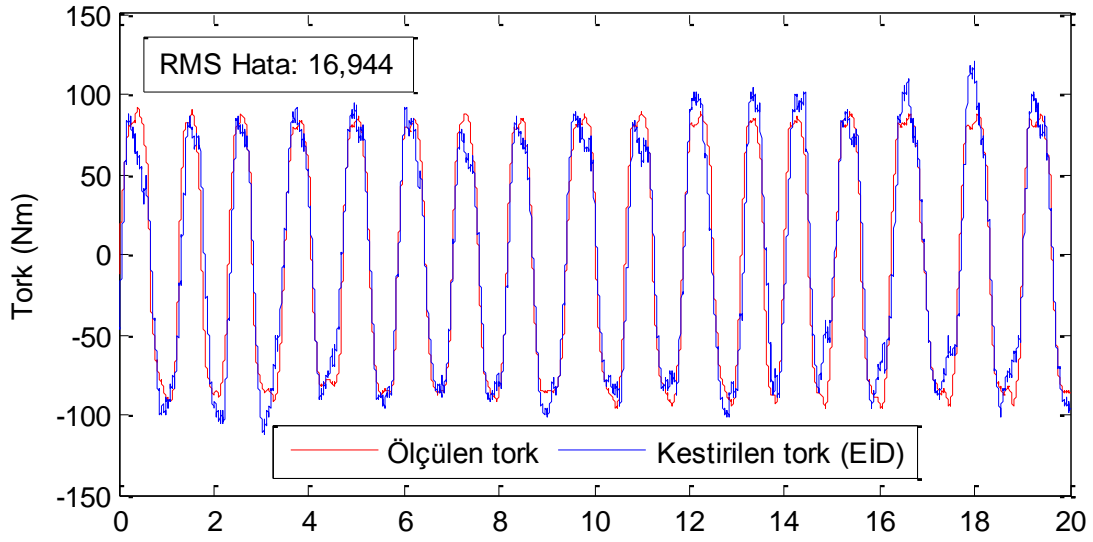
Şekil 4.45. EMG OK öznelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



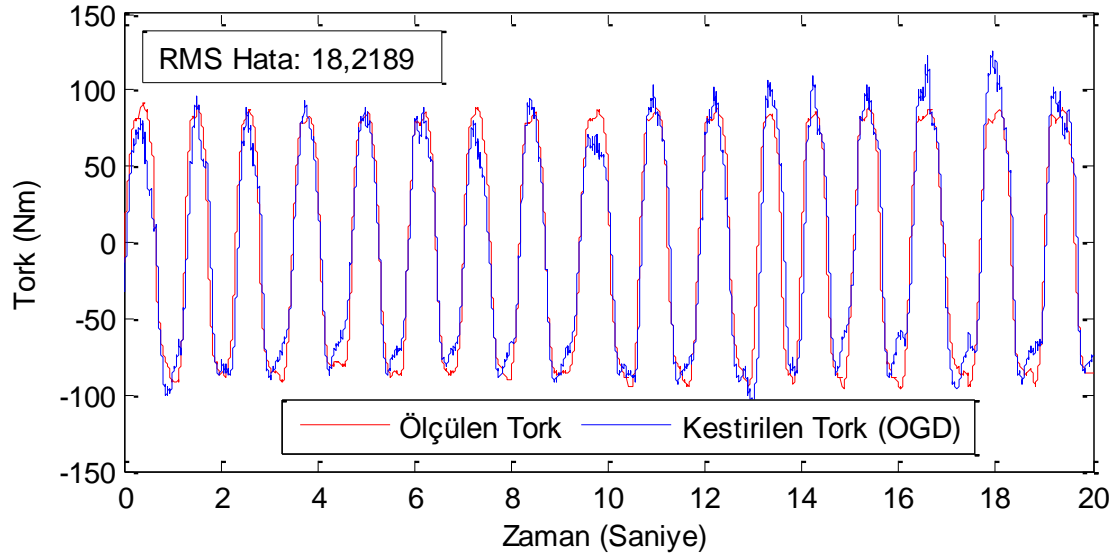
Şekil 4.46. EMG OMD öznelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



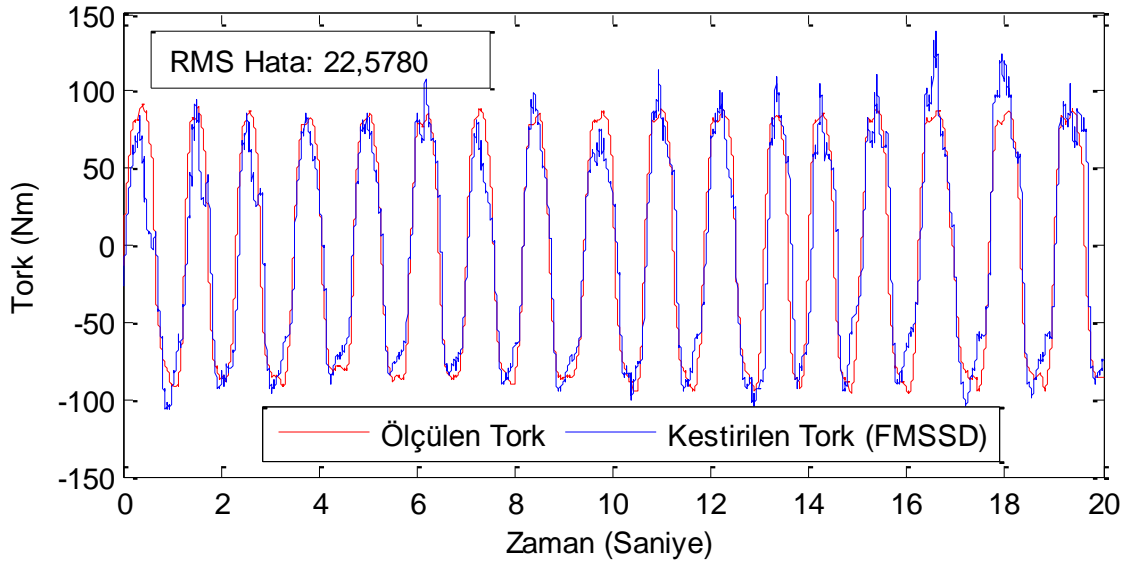
Şekil 4.47. EMG sg öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



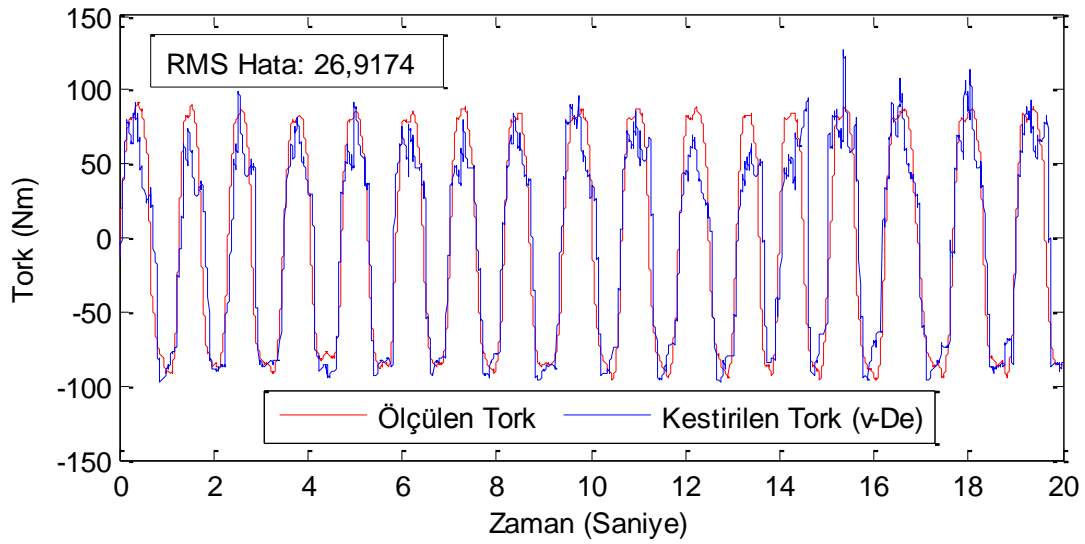
Şekil 4.48. EMG EİD öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



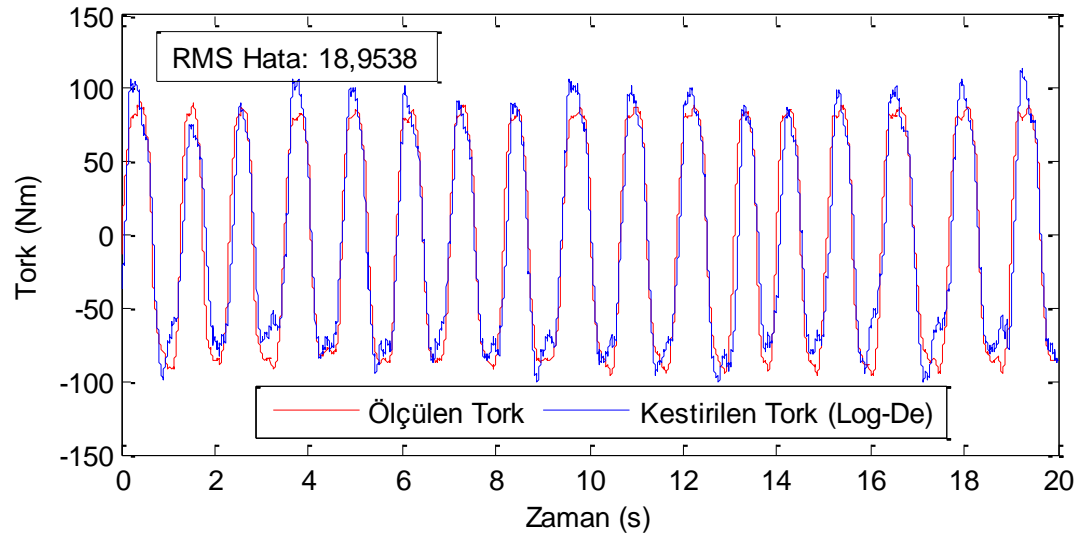
Şekil 4.49. EMG OGD öznelilik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



Şekil 4.50. EMG FMSSD öznelilik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



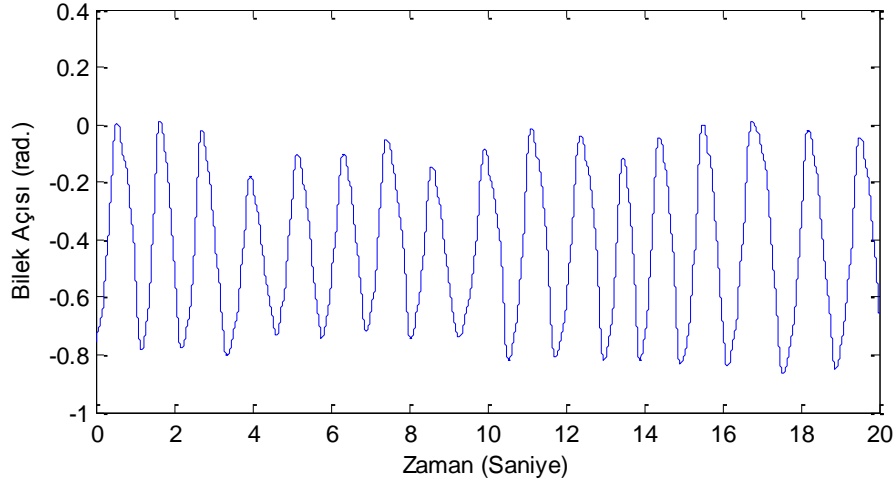
Şekil 4.51. EMG v-De öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri



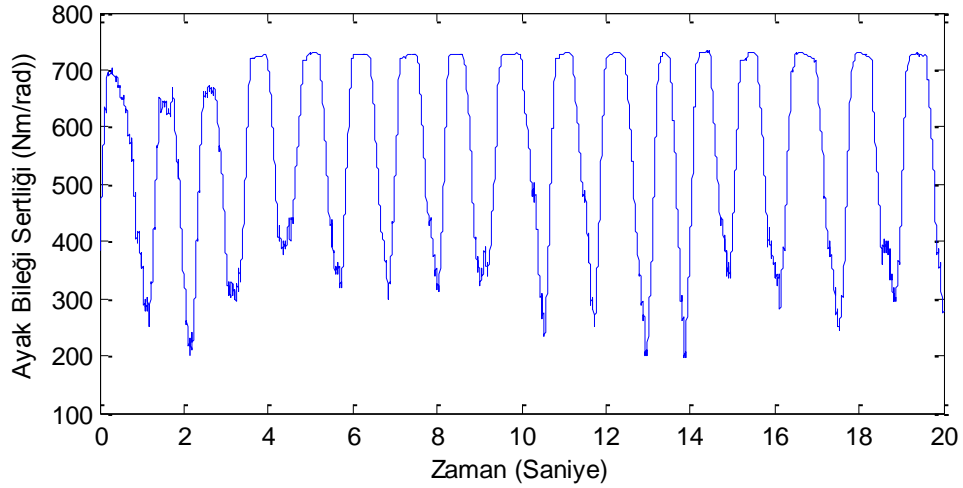
Şekil 4.52. EMG Log-De öznitelik değerleri kullanılarak bulunan parametreler ile kestirilen tork değerleri

Bu grafikler üzerinde verilen RMS hata değerlerinden de anlaşılacağı üzere en az hatayı EİD öznitelik çıkarma yöntemi verilmektedir. Bu nedenle sertlik kestirimi için bu çalışmada EİD öznitelik çıkarma yöntemi tercih edilecektir. Buna göre, EİD öznitelik çıkarma yöntemi ile bulunan parametreler ile ve bu ölçümler sırasındaki Şekil 4.53'te verilen ayak bileği açısı değerleri kullanarak Denklem 4.15 yardımı ile kestirilen ayak bileği sertlik değerleri Şekil 4.54'te

verilmektedir. Çalışmanın bundan sonraki aşamasında bu değerlerin sertliği değiştirilebilir eyleyiciye referans olarak gönderilerek dış iskelet robotun ayak bileğinin bu sertlik değerlerini taklit etmesini sağlamaktır.



Şekil 4.53. Parametre kestirimi deneylerinde ayak bileği açısı ölçümleri



Şekil 4.54. Kestirilen ayak bileği sertlik değerleri

4.3.5. EMG Sinyalleri İle Kestirilen Ayak Bileği Sertlik Değerlerinin Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Üzerinde Gerçek Zamanlı Uygulanması

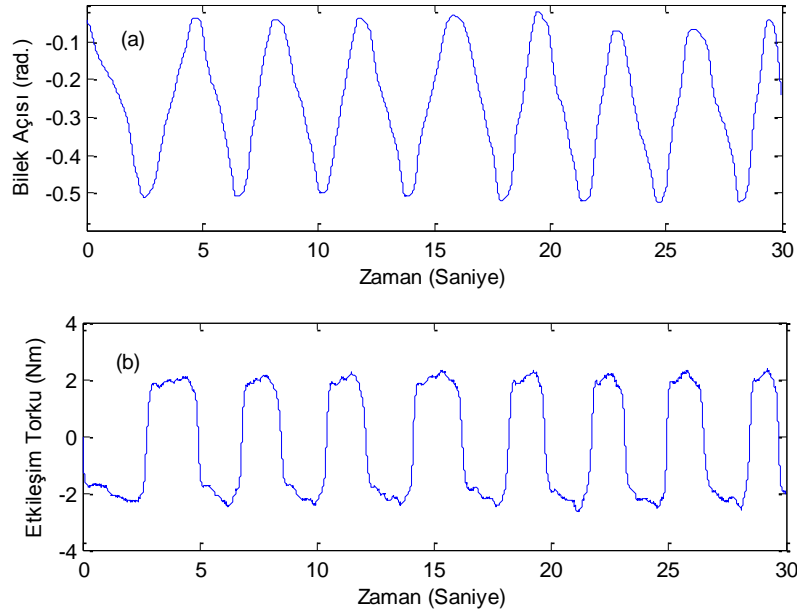
Önceki bölümde ayrıntılı olarak anlatılan bilek sertlik değerleri kestiriminden sonraki aşama bu sertlik değerlerinin gerçek zamanlı olarak sertliği değiştirilebilir eyleyiciye gönderilmesi ve bu

sırada kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritmasının uygulanması işlemidir. Bu uygulama ile kullanıcının sertlik değerlerini gerçek zamanlı olarak kestirebilmekte ve bu kestirilen sertlik değerleri sertliği değiştirilebilir eyleyiciye referans sertlik değerleri olarak gönderilmekte bu sırada da kuvvet geri beslemeli kontrol ile cihaz kullanıcının ayak bileği pozisyonunu gerçek zamanlı olarak takip edebilmektedir. Bu çalışmada asıl gösterilmek istenen cihaz kullanıcının sertlik değerlerini ve ayak bileği pozisyonunu takip ederken kullanıcı ile robot arasındaki etkileşim kuvvetlerinin düşük seviyelerde tutulabildiğini böylece cihazın hem kullanıcı en iyi şekilde taklit edebildiğini bu sırada da kullanıcıya en az seviyede reaksiyon kuvveti iletebildiğini göstermektedir. Bu uygulamaya yönelik olarak Şekil 4.55'deki gibi dış iskelet robotun sertliği değiştirilebilir eyleyici kısmı olan bilek kısmı kullanıcıya bir ortez aracılığıyla adapte edilmiştir, aynı zamanda kullanıcının Tibialis Anterior (TA) ve Medial Gastrocnemius (MG) kaslarına EMG sensörleri yapıştırılmıştır. Bu sensörler aracılığıyla ayak bileği sertlik değerleri gerçek zamanlı olarak kestirilmekte, kestirilen bu sertlik değerleri cihazın sertliği değiştirilebilir eyleyicisine referans olarak gönderilmekte ve bu sırada kullanıcının ayak bileği açısını cihazın gerçek zamanlı olarak taklit edebilmesi için kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritması cihazın denge konumunu ayarlamaktan sorumlu diğer motor tarafından sağlanmaktadır. Bu kontrol algoritması Şekil 4.56'da bir bütün olarak gösterilmektedir.

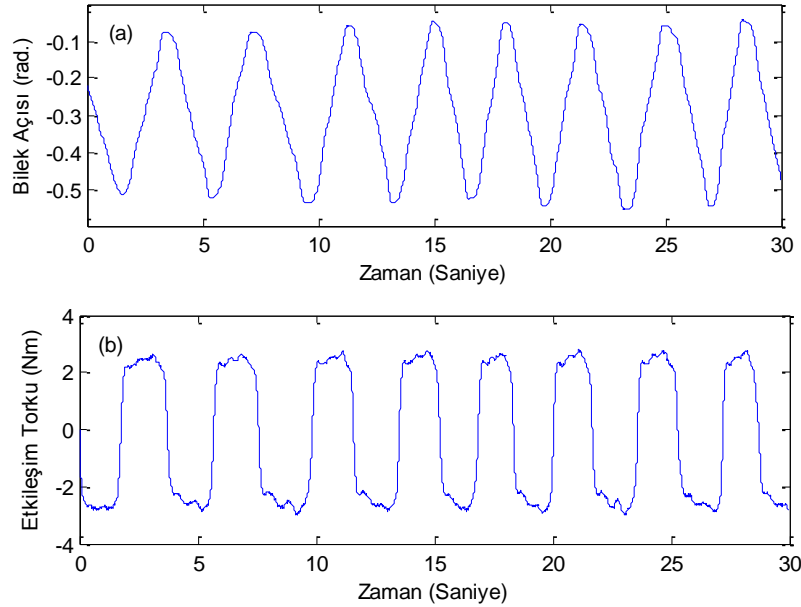


Şekil 4.55. Sertliği değiştirilebilir eyleyicinin ve EMG sensörlerinin kullanıcıya adapte edilmiş haldeki deney düzeneği

sadece bir EMG sensörü seti olduğundan ve birçok EMG sensörü elimizde var olmuş olsaydı dahi kullanıcın her eklemdaki kaslarının EMG sensörleri ile donatılması zorunluğundan dolayı bir gelecek çalışması olarak bu noktada sonlandırılmıştır.



Şekil 4.57. Sabit orta sertlik ile empedans kontrol deneyleri (a) bilek pozisyonu, (b) kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim torku



Şekil 4.58. EMG tabanlı sertlik kestirimini kullanarak değişken sertlik ile empedans kontrol deneyleri (a) bilek pozisyonu, (b) kullanıcı ile cihaz arasındaki etkileşim torku

4.4. MR Fren Deneyleri Ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu kısımda, öncelikle montajı tamamlanmış T şekil rotorlu, stator sarımlı ve rotor sarımlı çok kutuplu yapılara ait MR frenlerin deneysel kurulumu gerçekleştirilmiştir. Testlerin yapılması için uygun hale getirilen şartlar çerçevesinde, farklı yönlerden MR frenlerin performanslarını, kabiliyetlerini ve teorik beklentileri sağlayabildiklerini kanıtlamak için çeşitli testler yapılmış ve test sonuçları irdelenmiştir. Bu testlerin akabinde bu prototiplerin dış iskelet eklemleri üzerinde uygulanması halinde oluşabilecek dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla tasarlanarak üretilen, bu prototiplerdeki tecrübeye dayanan 4 kutuplu daha gelişkin kompakt MR frenler de test edilmiştir. Başlangıçta 3 fren tipi için de elde edilmiş olan test sonuçlarından bahsedildiğinden, 4 kutuplu kompakt MR frenlerin test aşamaları çok ayrıntılandırılmadan, doğrudan sonuçta oluşan teorik ve deneysel torkları irdelenmiştir.

4.4.1. T Şekil Rotorlu, Stator Sarım Ve Rotor Sarım Tiplerindeki MR Frenlerin Deneyleri

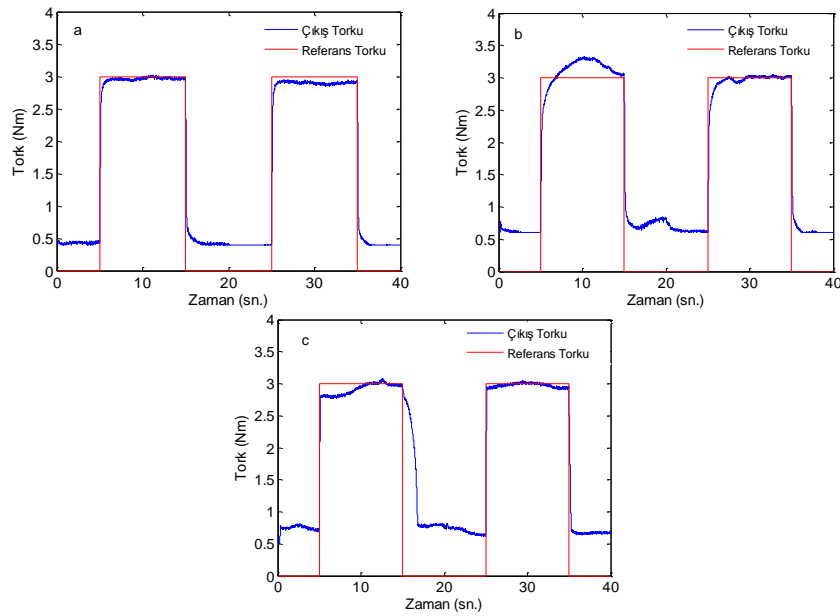
MR frenlerin tork performansları, maksimum tork kapasitesi, açısal hız, histeresis etkisi, pasif durumda sürtünme, kontrol edilebilme gibi farklı açılardan değerlendirilmektedir. Bu bölümde ilk olarak 3 MR fren tipinin farklı akım değerlerindeki tork performansları karşılaştırılmaktadır. Bunun için deney düzeneğindeki DC motor düşük bir sabit hızda döndürülmekte ve akım sürücüsü ile MR frenin sarımları arasında farklı değerlerde akımlar uygulanmaktadır.

4.4.1.1. Birim Basamak Tork Cevabı

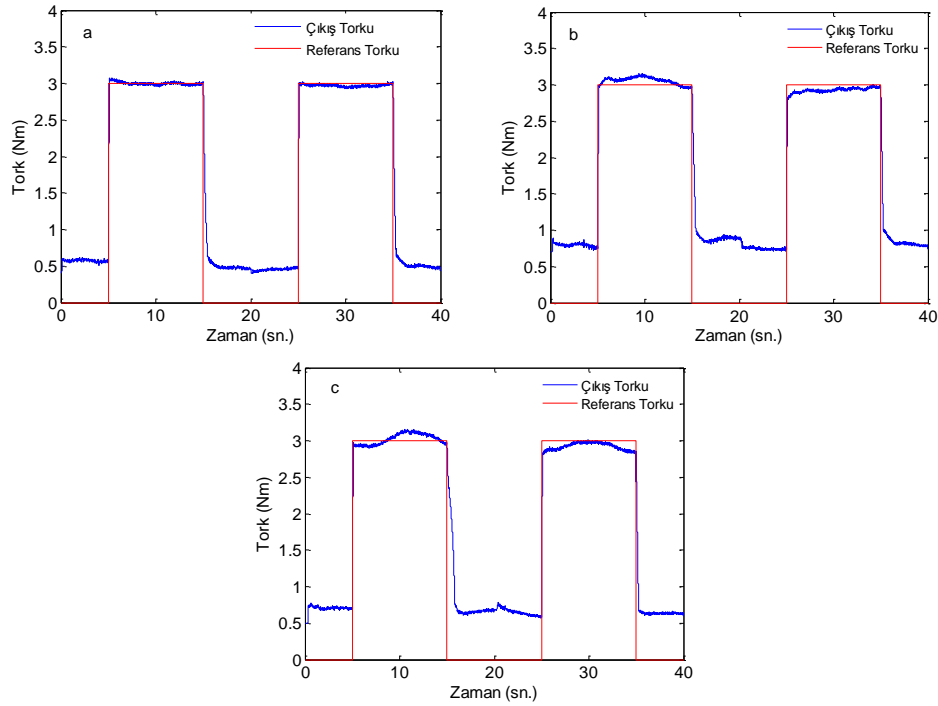
Bu deneyde, eyleyici olan DC motor-dişli kutusu kombinasyonu sabit bir hızla döndürülmekte, dolayısıyla MR fren rotoru sabit hızla dönmektedir. Bu dönüş esnasında kontrol bilgisayarından 40 saniye boyunca birim basamak tork komutu gönderilerek MR fren, sürücü yardımıyla istenen seviyede tork sağlayacak akıma oluşturulan algoritma vasıtasıyla maruz bırakılmakta ve referans torkunun ne doğrulukta takip edildiği incelenmektedir. Şekil 4.59a, 59b ve 59c'de görüldüğü üzere açık çevrim iken, 3 ayrı tasarım için yapılan tork birim basamak cevap deneylerine göre 3 fren de verilen bir referans tork komutunu takip edebilmektedir. Şekil 4.60a, 60b ve 60c'de ise, tork sensöründen geri besleme kullanılarak kapalı çevrimde PID kontrol etkisiyle iyileştirilebilmiş tork değerleri görülmektedir. Tork cevap sinyali T şekil rotorlu çok kutuplu tasarımda 0.4 Nm gibi oldukça küçük bir yerden başlamaktadır. Bu değer pasif durumda

yani akım verilmez iken oluşan sürtünme torku değeridir ve mevcut yapılarımızda minimum seviyelerde tutulabilmiştir. Diğer 2 tasarımda da sırayla rotor sarım yapıda 0.6 Nm değerinden, stator sarım yapıda 0.8 Nm civarından başlamaktadır.

Kapalı çevrim tork cevaplarının elde edilmesinde kullanılan PID kontrol kazançları deneye uygun bir şekilde ayarlanmış ve hızlı cevap alabilme, aşımı minimumda tutabilme gibi kriterler esas alınmıştır. Denetim mekanizmasına T şekil rotorlu yapıda fazla ihtiyaç duyulmazken yine de bir iyileşme sağlamaktadır. Diğer tasarımlarda daha belirgin iyileşmeler sağlanabilmektedir. Basamak tork cevapları boyunca MR frenin maruz kaldığı akım artmakta ve azalmaktadır. Akımdaki bu artış ve azalış manyetik alana maruz kalma ve kalmama durumlarının takip edilmesine, bu durum da histeresis davranışının oluşmasına sebep olmaktadır. Fakat birim basamak deneyinde etkisi fazla görülmemektedir.



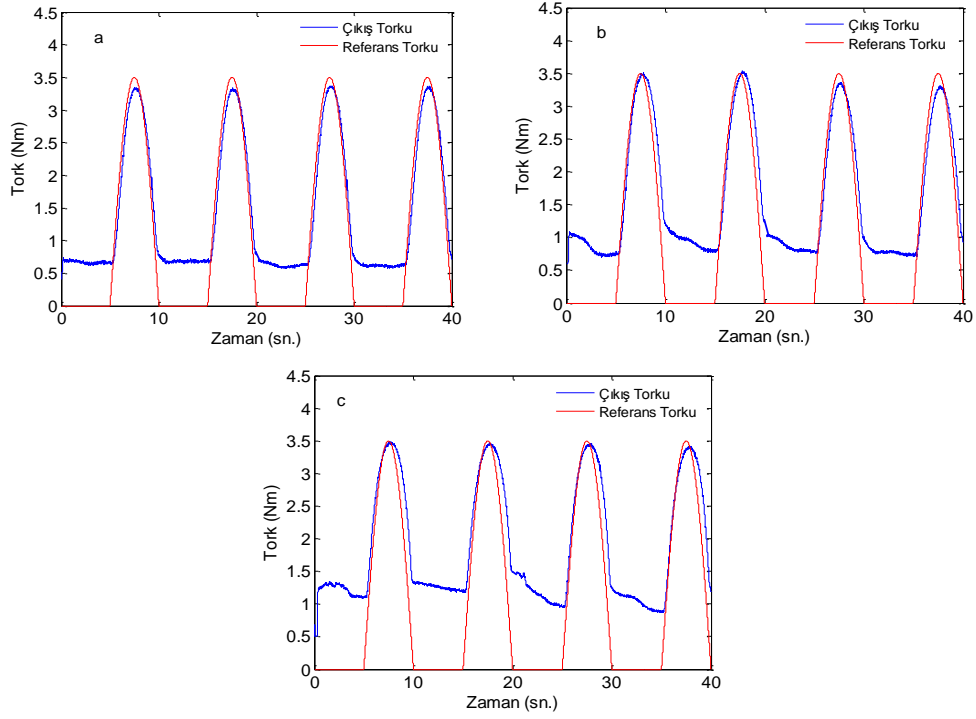
Şekil 4.59. Açık çevrim birim basamak Tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



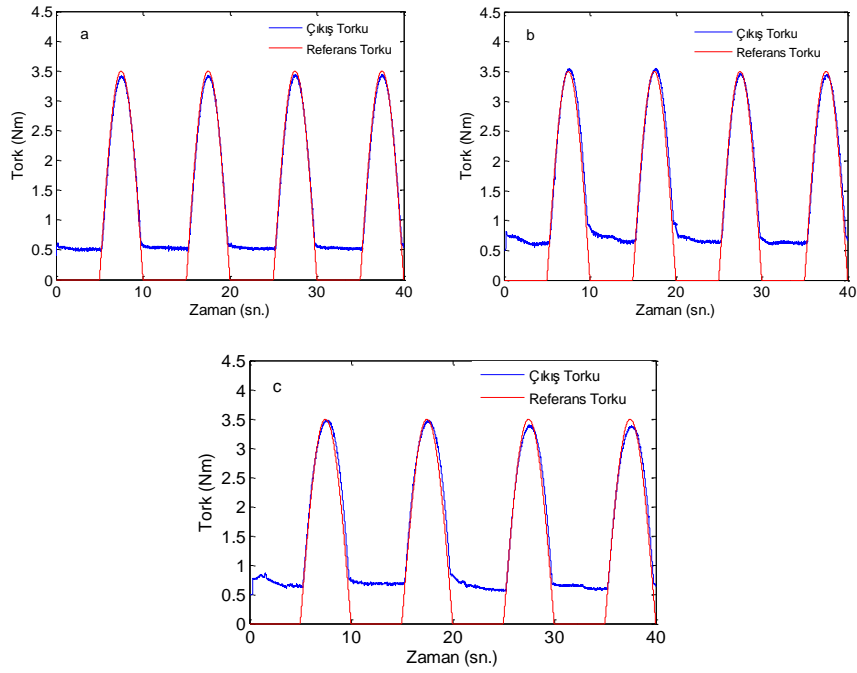
Şekil 4.60. Kapalı çevrim birim basamak tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı

4.4.1.2. Sinüs Dalga Formu Tork Cevabı

Referans torku olarak bu deney çalışmasında sinüs dalgası formuna sahip bir tork sinyali kullanılmaktadır. 0.1 Hz frekansında ve 3.5 Nm genliğe sahip sinüs dalga tork sinyali pozitif koordinatlar içerisinde göz önüne alınmaktadır. Şekil 4.61a, 61b ve 61c açık çevrim, Şekil 4.62a, 62b ve 62c ise kapalı çevrim deney sonuçlarını ortaya koymaktadır. Kontrol algoritması kullanıldığında açık çevrimde ortaya çıkan düşük tork değerlerine inememe durumu ortadan kaldırılabilen ve referans yüksek doğrulukla izlenebilmektedir. Bu deney sonuçlarıyla da, histeresis etkisinin yok edildiği ve yer yer minimum seviyelerde tutulduğu görülmektedir.



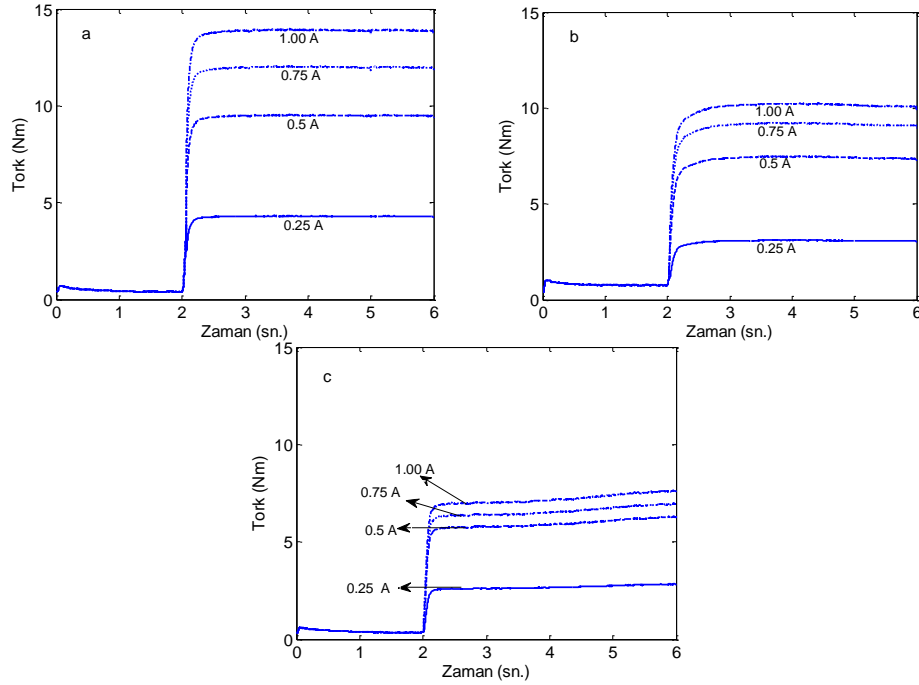
Şekil 4.61. Açık çevrim sinüs dalga tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



Şekil 4.62. Kapalı çevrim sinüs dalga tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı

4.4.1.3. Farklı Akım Değerlerinde Basamak Tork Cevabı

Bu deneyde, MR frenlerin tork performansları, akım ayarlayıcı sürücü devre vasıtasıyla kademeli olarak artan akım değerleri verilerek 6 saniye boyunca basamak cevapları incelenmek suretiyle elde edilmektedir. Böylece farklı akımlarda akım-tork grafikleri oluşturulmaktadır. Bu grafikler MR frenlerin farklı akımlardaki cevap süreleri hakkında fikir vermektedir. Şekil 4.63a, 63b ve 63c'deki MR fren basamak cevaplarından, MR frenler aşım, kalıcı hata, sönüm gibi durumlara maruz kalmadan hızlı bir cevapla arzu edilen tork değerlerine ulaşabilmektedir. Sonuçlar incelendiğinde, teorik tork değerlerinden bir sapma olmadığı, simülasyon tork değerlerinin doğrulandığı açıkça anlaşılmaktadır (Simülasyon tork değerleri için Şekil 4.70'e bakınız).



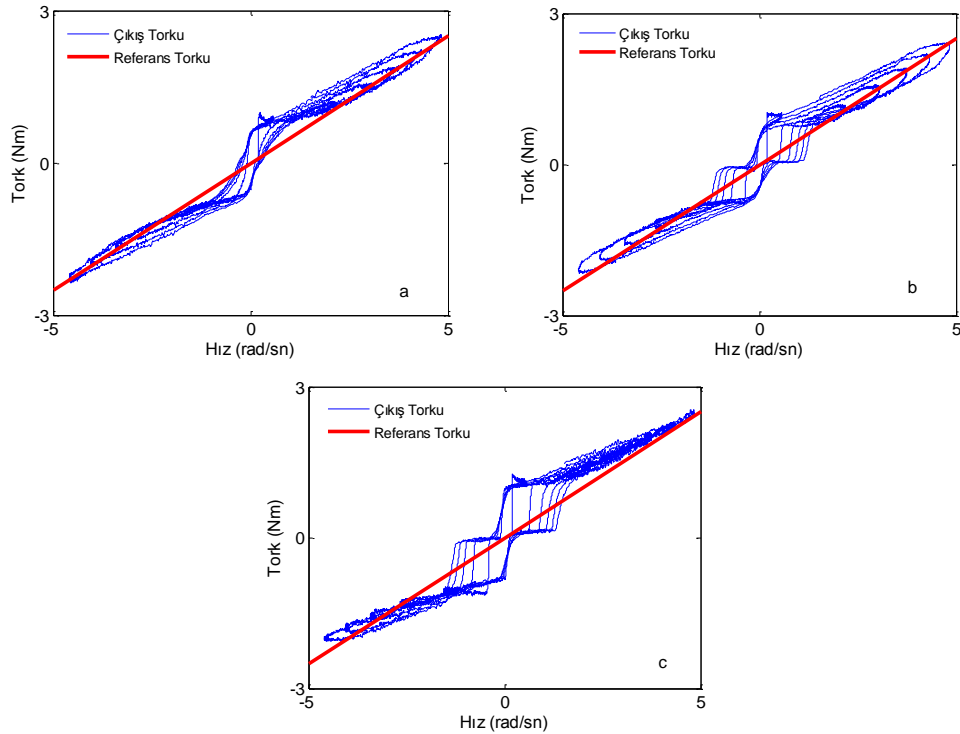
Şekil 4.63. Basamak tork cevabı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı

4.4.1.4. Farklı Sönümleme Katsayıları Tork Cevabı

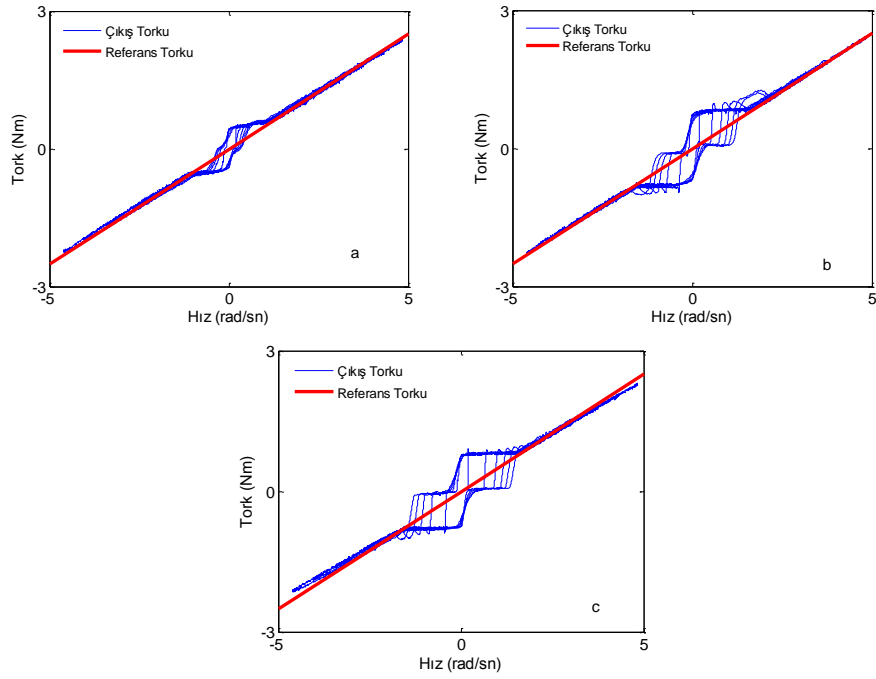
Bu deney çalışmasında, MR fren sanal bir damper olarak simüle edilmiştir. Bunu yapmaktaki amaç ise MR frenin değişen hızlarında üretilmekte olan sönümleme torkunu gözlemleyebilmektir. Arzu edilen tork çıkışı, Denklem (4.24)'de belirtilen hıza bağlı tork terimine dayalı olarak hesaplanmaktadır;

$$T = b * \dot{\theta} \quad (4.24)$$

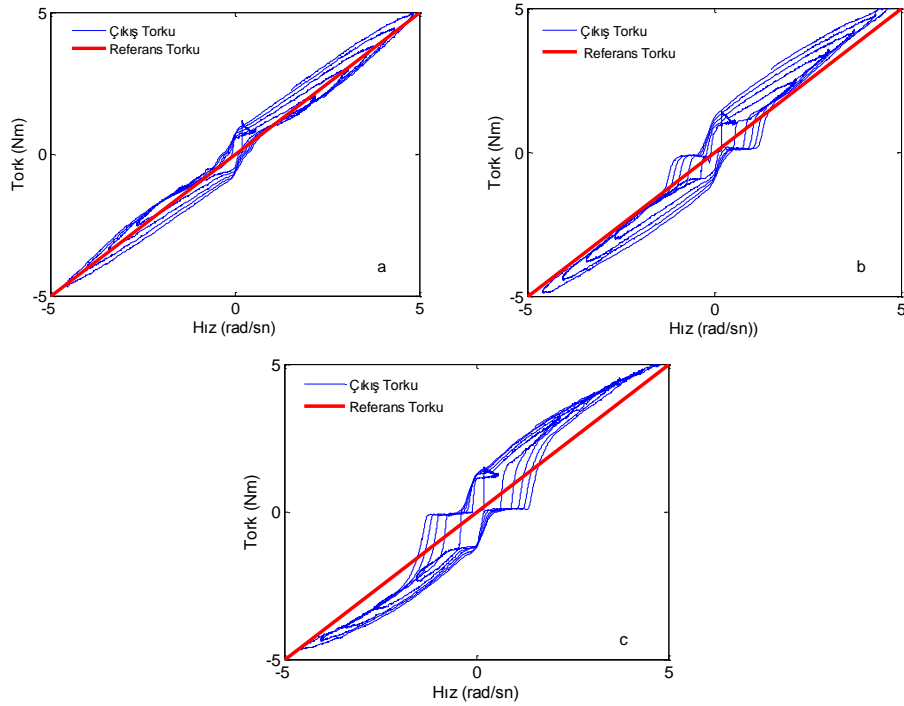
Bu noktada, sırasıyla sönüm oranı $b = 0.5 \text{ Ns/rad}$ ve $b = 1 \text{ Ns/rad}$ değerlerinde, artan ve azalan hızlar için deneyler tekrarlanmaktadır. Şekil 4.64a, 64b ve 64c'de $b = 0.5 \text{ Ns/rad}$ için açık çevrimde sönümlenme torku sonuçları, Şekil 4.65a, 65b ve 65c'de kapalı çevrim kontrollü sönümlenme torku sonuçları, Şekil 4.66a, 66b, 66c ile Şekil 4.67a, 67b ve 67c'de de $b = 1 \text{ Ns/rad}$ için sırasıyla açık çevrim ve kapalı çevrimde sönümlenme torku sonuçları ortaya konmaktadır. Hızlanma ve yavaşlama periyodları boyunca özdeş hız değerlerinde oluşan tork dalgalanmalarının sebebi, sınırlı çözünürlüğe sahip model ve sistem doğasının soyut halde olmasıdır. Yani prototiplerin histeresis karakterleri, cevap süreleri vb. etkilerin yansımalarıdır. Ayrıca düşük hızlarda istenilen referansı takip edememenin ve büyük dalgalanmaların sebebi prototiplerin belirli hız değerlerinin altında kontrol edilemeyen kuru ve viskoz sürtünmeye maruz kalmasıdır. Yine de kapalı çevrim kontrollü metotlara dayalı sonuçlar arzu edilen tork profilini çok daha iyi takip etmektedir.



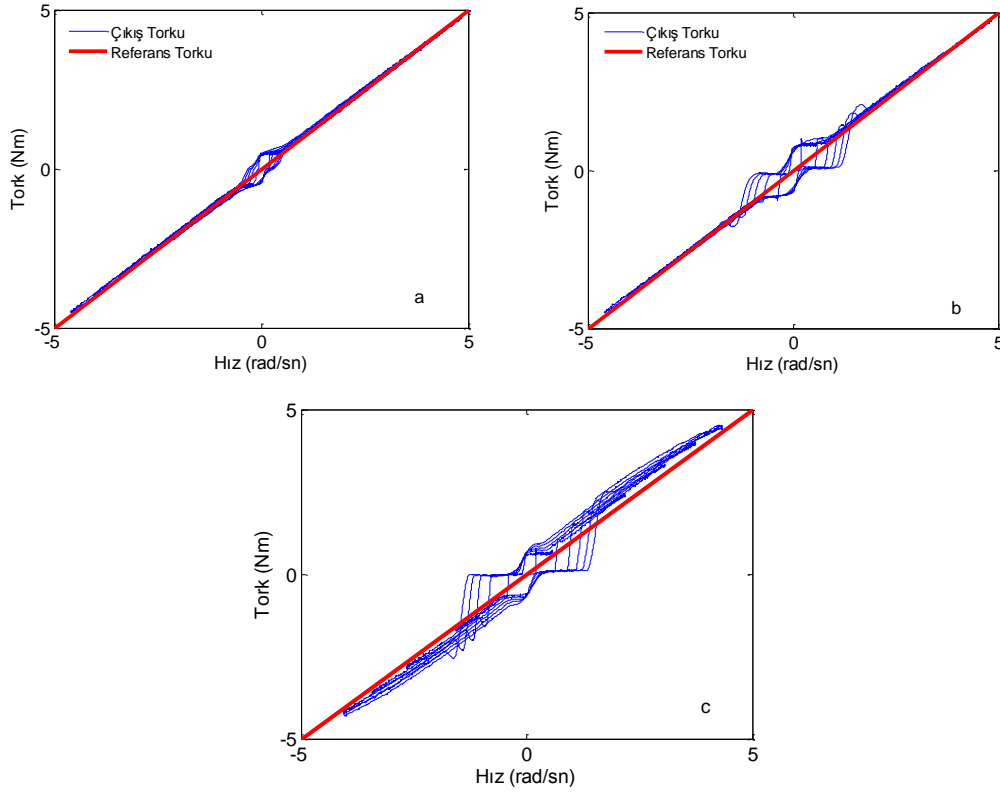
Şekil 4.64. Açık çevrim sönümlenme tork cevabı $b=0.5 \text{ Ns/rad}$ (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



Şekil 4.65. Kapalı çevrim sönümlleme tork cevabı $b=0.5$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



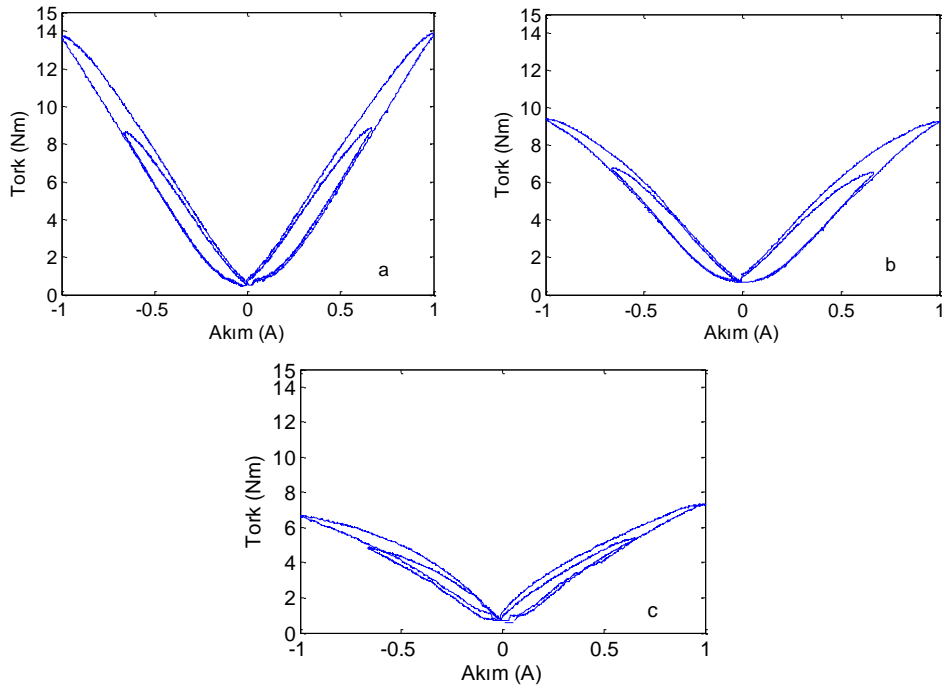
Şekil 4.66. Açık çevrim sönümlleme tork cevabı $b=1$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



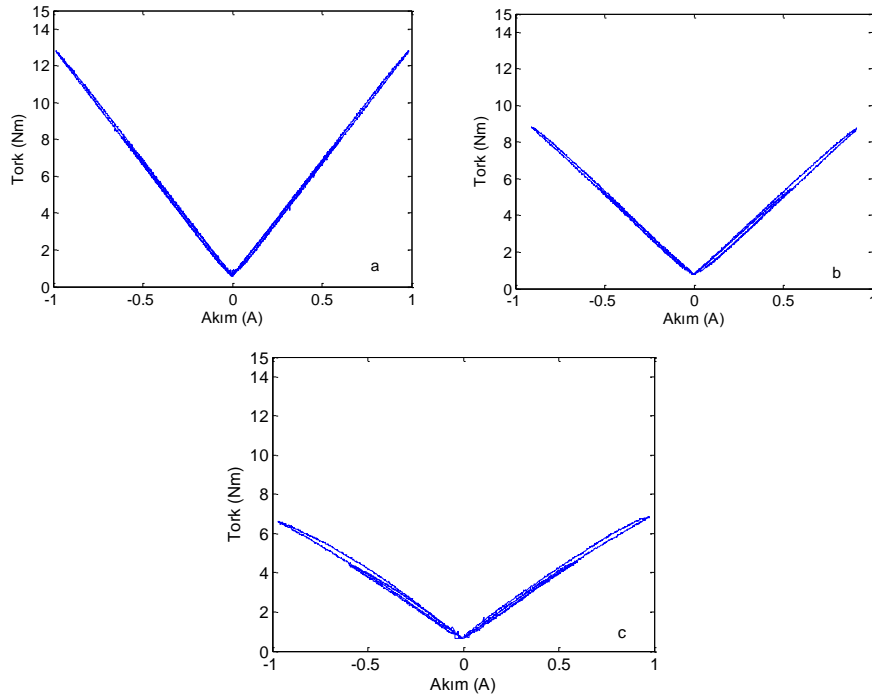
Şekil 4.67. Kapalı çevrim sönümlleme tork cevabı $b=1$ Ns/rad (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı

4.4.1.5. MR Fren Prototiplerinin Histeresis Davranışı Deneyleri

MR frenlerde manyetik alan sarımlar tarafından oluşturulmakta ve sarımlara sağlanan akıma bağlı olmaktadır. Manyeto-reolojik sıvı ve bunun yanında manyetik elemanlar kullanıldığı için de tork çıkışı ile akım girişi arasında histeresis olayının gerçekleştiği görülmektedir. Bu davranış, akım sağlayarak aktive etme ve akabinde deaktivasyon süreçlerinin kalan etkilerine bağlı olarak aynı akım seviyelerinde fark eden tork değerlerine sebep olmaktadır. Yani akım tork grafiği akımın artırılırken ve azalırken aynı yolu takip etmemekte, bir miktar fark oluşmakta ve bu fark histeresis etkisi olarak isimlendirilmektedir. Tork geri beslemeli kontrol algoritmaları yardımıyla histeresis etkisi minimum seviyelere çekilmektedir. Şekil 4.68a, 68b ve 68c bu 3 MR fren için histeresis davranışını açık çevrimde, Şekil 4.69a, 69b ve 69c ise kapalı çevrim kontrolünde histeresis davranışını göstermektedir. İncelendiğinde görülecektir ki histeresis etkisi fren prototiplerinde farklılık göstermekte, kapalı çevrim kontrollü deney sonuçlarında ise ters akım ve normal yönde akım değerlerinin karşılık geldiği tork değerleri özdeş duruma gelebilmektedir.



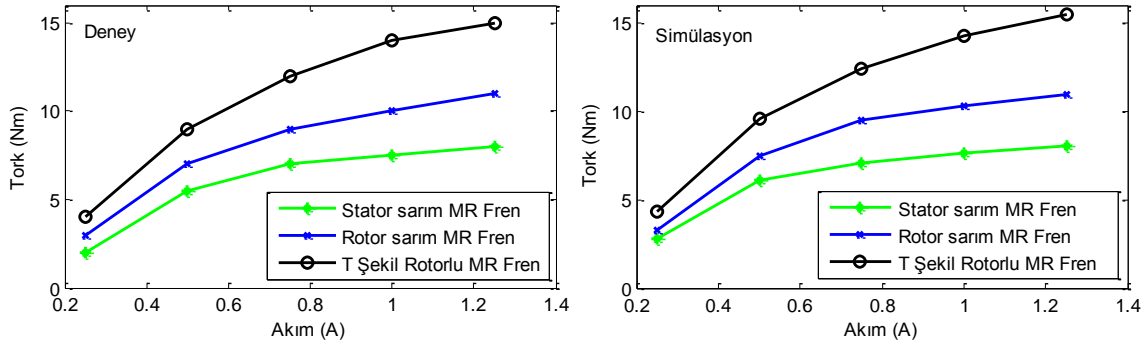
Şekil 4.68. Açık çevrim histeresis davranışı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı



Şekil 4.69. Açık çevrim histeresis davranışı (a) T şekil rotorlu çok kutuplu yapı (b) Rotor sarımlı yapı (c) Stator sarımlı yapı

Bu çalışmalar sonucunda, MR frenler için deney düzeneği hazırlanmış ve deneyler gerçekleştirilmiştir. İlk olarak açık çevrimde MR fren tork tepkileri grafiklere dökülmüş, daha sonra tork sensörü yardımıyla geri besleme kontrolü yapılarak tork cevapları verilmiştir. Birim basamak, çok adımlı basamak ve sinüs dalgası gibi farklı frekans ve genliklerde referans tork girişinin MR frenler tarafından başarıyla takip edilebildiği ortaya konulmuştur.

MR frenlerde kaçınılmaz olarak ortaya çıkan histeresis davranışı son olarak ele alınmıştır. Yapılan deneylerin her biri için histeresis davranışları açıklanmış, histeresis karakteristikleri son deney ile ortaya konulmuştur. Yapılan deneylerle MR frenlerden istenen maksimum tork değerleri T şekil rotorlu MR frende en yüksek çıkmaktadır. Aynı zamanda verilen bir referans torkunu takip etme açısından T şekil rotorlu MR fren en iyi sonucu vermektedir.



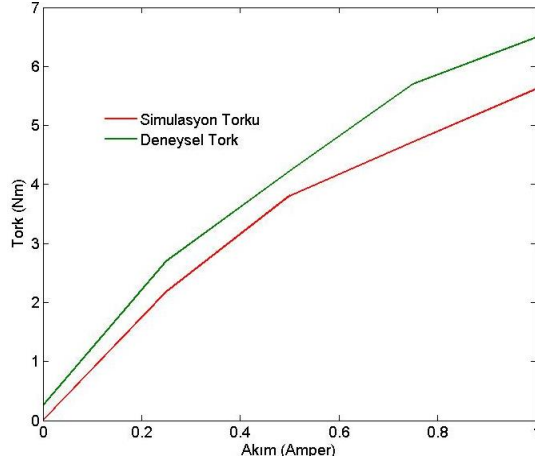
Şekil 4.70. MR fren prototiplerinin akıma karşılık deneysel ve simülasyon tork grafikleri

4.4.2.4 Kutuplu Kompakt Versiyon MR frenlerin Deney Sonuçları Oluşan Tork Değerleri

İlk 3 MR fren prototipi üzerinde yapılan deney çalışmaları aynı şekilde yeni kompakt olarak geliştirilmiş versiyon olan 4 kutuplu MR fren yapısı üzerinde de yürütülmüştür. Bu deneyler sonucunda referans olarak verilen giriş sinyalleri, kontrol algoritması olmadan da frenler tarafından gayet düzgün şekilde takip edilmiş, kontrol algoritması kullanıldığında ise tam doğruluğa ulaşılmıştır. Son olarak histerezis kayıplarının düşük seviyelerde olduğu da histerezis deneyi ile ortaya konulmuştur.

Deneylerin tekrar ayrıntılı olarak açıklanması yerine bu deneylerden elde edilmiş olan maksimum tork sonuçları Şekil 4.71'de verilmiş ve buna göre değerlendirilmiştir. Şekilde bu raporun MR frenlerle ilgili kısmı olan Bölüm 3.2'de son kısımlarda anlatılmış ve 4 kutuplu yapıya

ait olan sonlu elemanlar manyetik analizi ve optimizasyon sonucu elde edilen tork, deneysel olarak bu kısımda deneyler yapılarak ölçülen gerçek torktan düşüktür. Bunun sebebi simülasyon torkunda, sürtünme torku ve viskoz tork gibi etkilerin modellenememesidir. Bu etki bütün MR fren tasarım ve analizlerinde geçerli, dolayısıyla normal bir durumdur.

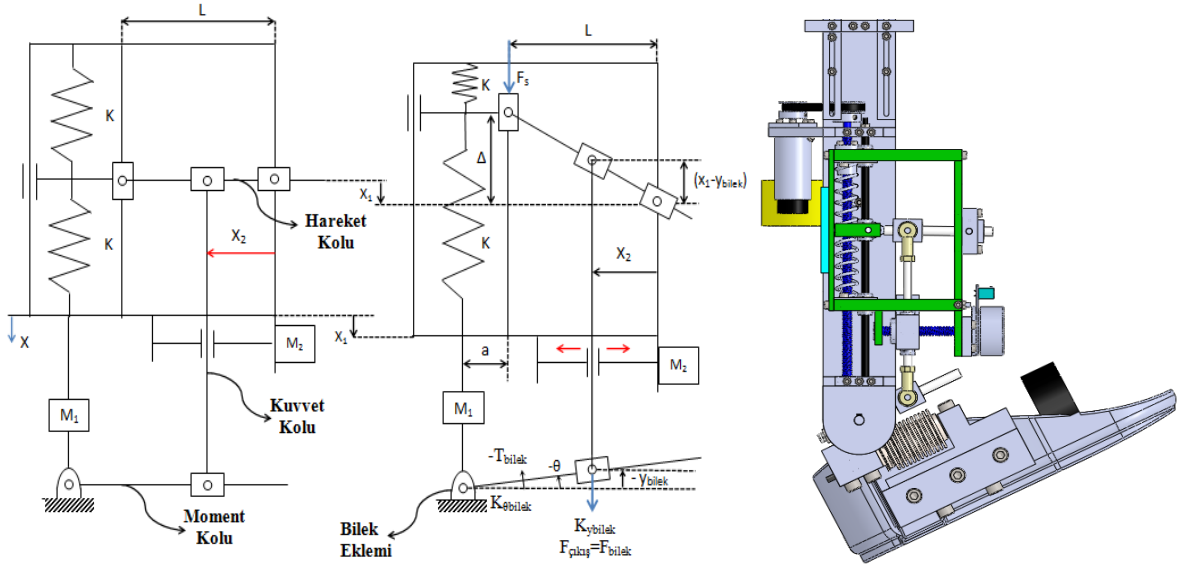


Şekil 4.71. 4 Kutuplu kompakt olarak geliştirilmiş yeni versiyon MR fren teorik simülasyon ve deneysel tork sonuçları

Sonuç olarak, T şekil rotorlu, stator sarım ve rotor sarım tiplerinde 3 MR fren ilk prototipler olarak tasarlanmış, üretilmiş ve denenmiştir. T şekil rotorlu MR fren her yönden diğer 2 tasarıma karşı üstün sonuçlar vermiştir. Ancak T şekil rotorlu MR fren verimli bir tork hacim oranına sahip olmasına rağmen hantal oluşu, ayrıca imalat sırasında 6 kutuplu yapısının neden olduğu çalışma boşluğunun daralmış olmasına bağlı olarak sarımların oluşturulmasındaki ciddi problemler, sarımların kolay kopabileceği sıkı yapı ve tamirinin oldukça güç olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle T şekil rotorlu MR frenin yerine kompakt, hantal olmayan ve sarımların kolay ve güvenli yapılabilirdiği, aynı zamanda da eklemlerdeki tork ihtiyacını karşılayabilecek yeni bir versiyon MR fren tasarlanmış, üretilmiş ve ilk 3 prototipteki gibi deneylere tabi tutularak teorik tork sonuçları deneysel olarak doğrulanmış ve elde edilen deney sonuçları da Şekil 4.71’de ortaya konulmuştur. Şu da belirtilmelidir ki, T şekil rotorlu yapıdan daha düşük tork sunan 4 kutuplu yapının eklemlerdeki sönümleme ihtiyacını karşılayabilmesi kullanılacak dişli oranı vasıtasıyla eksiksiz bir şekilde sağlanabilmektedir. Ayrıca, 2 tip frene ait karşılaştırmanın detayları Bölüm 3.2’de daha detaylı bir şekilde verilmiştir.

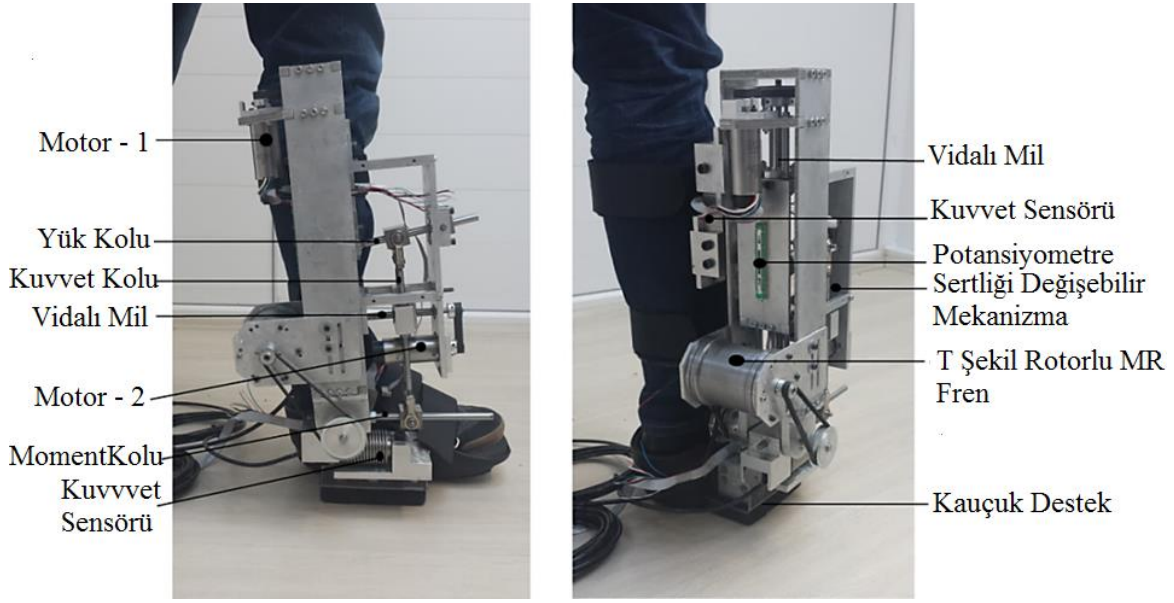
4.5. Sönümlemesi Ve Sertliği Değiştirilebilir Karma Eyleyicinin Test Uygulaması

Proje kapsamında gerçekleştirilen sertliği değiştirilebilir ve iletim oranı kontrollü dış iskelet robotun sertlik değeri, çıkış mili ve yay arasındaki iletim oranı değiştirilerek ayarlanmaktadır. Şekil 4.72’de görüldüğü üzere, kullanılan motorlardan biri sertlik ayarlamasını üstlenmişken (M2), diğer motor bütün olarak mekanizmanın denge konumunun korunmasından sorumlu olmaktadır. Bu düzenleme dâhilinde, yay bir kuvvete maruz kalmadığı müddetçe, sertliği değiştirmek için bir enerji gerekmemektedir. Bunun yanında bu tasarımda yay ve eksen dönüş noktası sabit olup sertliğin istenen değere ayarlanması kuvvet kolu konumunun kontrol edilmesiyle sağlanmaktadır. Öte yandan, sertliği değiştirilebilir eyleyicilerin çıkış sertlik değeri karakteristiklerinin hemen hemen lineer olması beklendiğinden, bu yapılarda elastik eleman olarak lineer yayların kullanılması zorunlu olmaktadır ve söz konusu tasarımımda da lineer yay kullanılmaktadır.



Şekil 4.72. İletim oranı ile düzenlenen sertliği değiştirilebilir eyleyici

MR frenin dış iskelet robot ayak bileği eklemine uygulanmasıyla birlikte, sertliği değiştirilebilir eyleyici türü geliştirilerek empedansı değiştirilebilir bir dış iskelet robot halini almıştır ve böylece, hareket boyunca hem sertliğin hem de sönümlemenin arzu edilen değerlere getirilebilmesini sağlayarak kararlı hareket kabiliyetini eklemeye kazandırmıştır. Şekil 4.73 sertliği değiştirilebilir dış iskelet robot ayak bileği eklemine MR frenin montajlanmış halini göstermektedir.

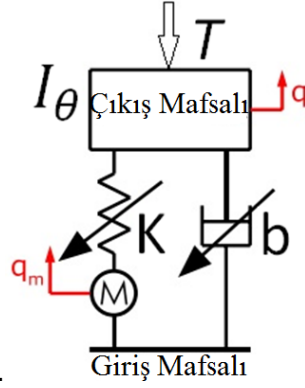


Şekil 4.73. Üretilen MR frenin sertliği değiştirilebilir dış iskelet robot ayak bileği eklemine adaptasyonu

Şekil 4.73'teki hibrit dış iskelet ayak bileği eklemi tüm alt uzuv dış iskelet robotun ayak bileği kısmının üretilen ilk prototipidir. Geliştirilmiş ayak bileği kısmı ile alt uzuv dış iskelet robotun diğer parçaları olan diz ve kalça eklemlerinin geliştirilmiş kompakt versiyonları Bölüm 3.5'de verilmiştir. Bu noktada belirtmek gerekir ki bu dış iskelet robot ile ulaşılmak istenen amaç güç artırımı ve yürüyüş asistanı görevleri olduğu için hassas bir konum kontrolü her eklem için zorunlu olmaktadır. Klasik PID kontrol yöntemiyle tek bir sertliği değiştirilebilir eyleyicinin konum kontrolünü gerçekleştirmek, söz konusu eyleyicinin sertliği her an farklı değerler alabildiği ve iyi bir konum kontrolü adına bu değerler her eşdeğer anda farklı PID parametreleri gerektirdiği için kontrolü zorlaştırmaktadır. Bu açıdan kararlı bir konum kontrolü sağlamak için, farklı sertlik değerlerine karşılık kontrolcü parametrelerini sabit bir şekilde ayarlayabilen geri beslemeli bir kontrol algoritması gerekmektedir. Buna göre, MR frenin adapte edildiği ve böylece değişken empedanslı (sertlik ve sönüm) hale gelen bir dış iskelet ekleminde MR fren sönümlemesi eklem sertliğine göre basitçe açık çevrim bir algoritmayla ayarlanarak dış iskelet robot ekleminde kararlı bir konum kontrolü uygulanabilmektedir.

Bir dış iskelet robot ekleminde sertliğin tek başına ayarlanabilmesi kararlı bir hareket için yeterli değildir. Sertlik ile eş zamanlı olarak eklem sönümlemesinin de ayarlanabilmesi gerekmektedir. Bu amaçla değişken sertlik ve değişken sönüm oranlarının aynı anda katkılarıyla oluşturulan

herhangi bir değişken empedanslı alt uzuv dış iskelet robot eklemi, dinamik açıdan bir yay-damper ikili sistemi olarak düşünülebilmekte ve Şekil 4.74'teki gibi modellenebilmektedir. Burada biomimetik bir tasarım olması dolayısıyla alt uzuv dış iskelet robot ekleminin yay-damper ikili sisteminden tek farklı yanı, sertlik ve sönüm katsayılarının değişken olmasıdır.



Şekil 4.74. Biyomimetik bir eklemin dönüştürülmüş eşdeğer dinamik modeli

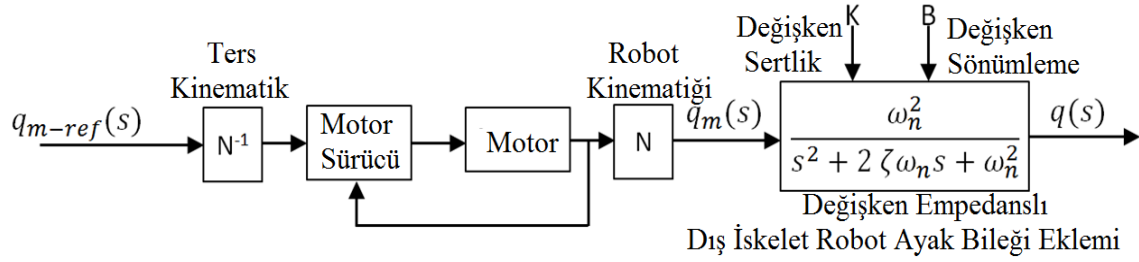
Bu sistemin linerleştirilmiş dinamik denklemi şöyle ifade edilebilmektedir;

$$\ddot{q} + 2\zeta\omega_n\dot{q} + \omega_n^2q = T + \omega_n^2q_m \quad (4.25)$$

Bu denklemde $\omega_n = \sqrt{\frac{K}{I_\theta}}$ doğal frekans, $\zeta = \frac{b}{2\sqrt{KI_\theta}}$ sönüm oranıdır. Böylece K ve b katsayıları ayarlanarak sistemin sönüm karakteristiği ayarlanabilmektedir. Sönüm oranı formülü dikkate alındığında, farklı sönüm oranlarına dair sönümlenme katsayısı Denklem 4.26'daki gibi çekilebilir;

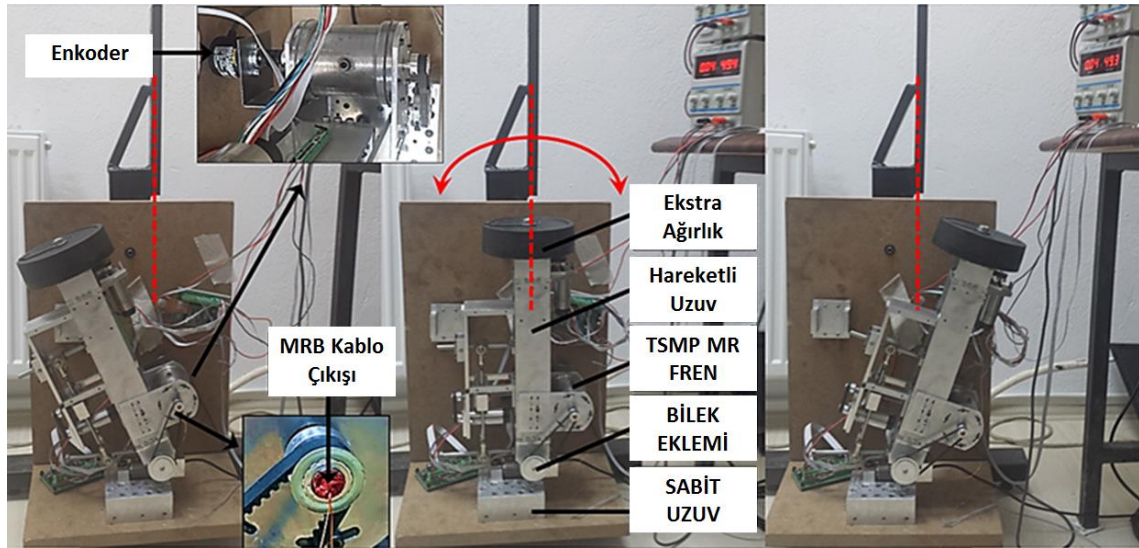
$$b = 2\zeta\sqrt{KI_\theta} \quad (4.26)$$

Yine de 2. dereceden bir yay- damper sisteminin arzu edilen geçici cevabı karşılayabilmesi için haiz olması gereken sönüm katsayı değerinin 0.4 ile 0.8 arasında olması gerektiği bilinmektedir. Denklem 4.25'e dayalı olarak Şekil 4.75'te belirtilen açık çevrimli kontrol algoritması yardımıyla, tarafımızca önerilmiş olan empedansı değiştirilebilir dış iskelet robot ayak bileği ekleminin performansı incelenebilmektedir. Blok diyagramında görülen motor denge konumunu ayarlayıcı motoru temsil etmektedir. Bunun yanında sertliği ayarlamakla görevli motor-2'nin blok diyagramında görülmemesinin sebebi, deneysel çalışmanın sabit sertlik değerinde yapılmış olmasıdır.



Şekil 4.75. Değişken Empedanslı Dış iskelet robot ayak bileği eklemine uygulanan açık çevrim konum kontrol algoritması

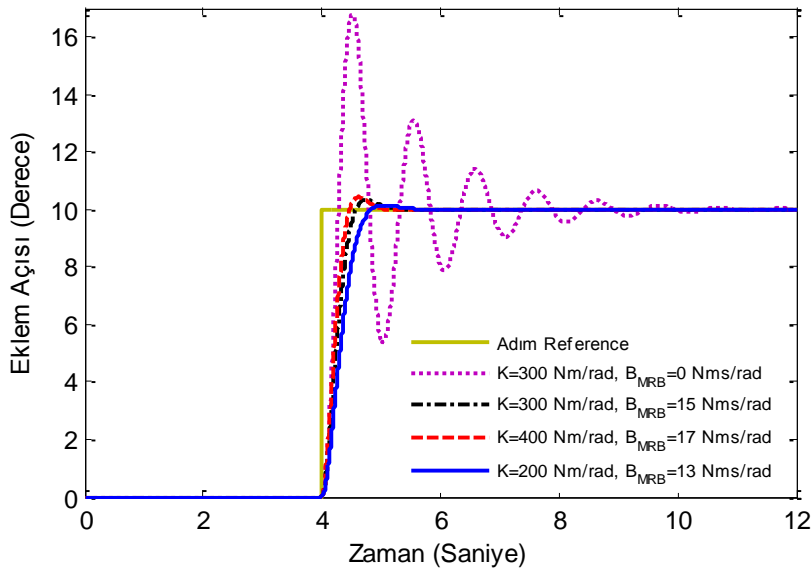
MR fren adaptasyonu yapılmış söz konusu değişken empedanslı sistem için, açık çevrim konum kontrolü algoritmasını yürütmek amacıyla oluşturulan deneysel düzenek Şekil 4.76'da görülmektedir. Belirtilen deneysel kurulumda, dış iskelet robotun ayak kısmı zemine sabitlenmiş olup uyluk kısmı ayak bileği eklemi çevresinde dönebilecek halde serbest haldedir. Bunun yanında robotun üst kısmına fazladan ağırlık asılmıştır. Robot eklemine sertlik ve sönümlemesinin ayarlanmasıyla, birim basamak cevapları test edilmiştir.



Şekil 4.76. Değişken empedanslı dış iskelet robot ayak bileği eklemine konum kontrolü için oluşturulmuş deney düzeneği

Farklı sertlik ve farklı sönümlleme değerleri ile ayak bileği eyleyicisinin performansını ölçmek için basamak referans kullanılmıştır. Farklı sertlik ve sönümlleme katsayıları ile yapılan deneyler sonucunda elde edilen grafik Şekil 4.77'de verilmektedir. Grafikteki sonuçlar göstermektedir ki,

değişken empedans kabiliyeti ile sönüm oranının arzu edilen değerlere ayarlanabilmesiyle beraber (0.4-0.8 arasında), basit bir açık çevrim kontrol algoritmasıyla konumun kararlılığı hassas şekilde sağlanabilmektedir. Robotun yüksek aşım değerindeki salınım davranışının nedeni ise, MR frenin istenen sönümlenmesi sıfır değerine ayarlansa bile sistemin kendi iç dinamiklerinden kaynaklanan sönümlenme karakteristiğidir. Bunun yanında geri beslemesiz bir kontrol algoritması kullanıldığından eklemde kalıcı hatalar olduğu görülmektedir. Ancak, bir dış iskelet robotta hassas konum kontrolünden ziyade kararlı hareket kontrolü zorunlu ve istenen olduğu için kalıcı hata göz ardı edilebilir.



Şekil 4.77. Dış iskelet robot ayak bileği eklemine farklı sertlik ve sönüm katsayılarındaki birim basamak cevabı

Yapılan bu çalışmaların sonucunu özetlemek gerekirse, değişken sertlik ve değişken sönüm katsayılarının oluşumuyla ortaya çıkan değişken empedanslı eyleyiciler, dış iskelet robotlar gibi iki ayaklı olarak nitelendirilen yapıların kararlı, esnek ve biyomimetik hareket kabiliyetlerine kavuşmalarını sağlayabilecektir. Son zamanlarda alt uzuv dış iskelet robotlarda sertliği değiştirilebilir eyleyiciler kullanılmaya başlanmasına rağmen, bu eyleyiciler sönümlenmesi değiştirilebilir eyleyiciler ile birlikte bu robotlarda henüz kullanılmamaktadır. Bu bölümde tek eklemde uygulanan sertliğin ve sönümlenmenin eş zamanlı ayarlanarak kararlı hareket kabiliyetinin sağlanmasının bütün dış iskelet robot eklemlerinin hepsine uygulanması çok kapsamlı ve uzun bir çalışma gerektirmesi nedeni ile gelecek çalışması olarak bırakılmıştır ve bu konudaki çalışmalar devam etmektedir.

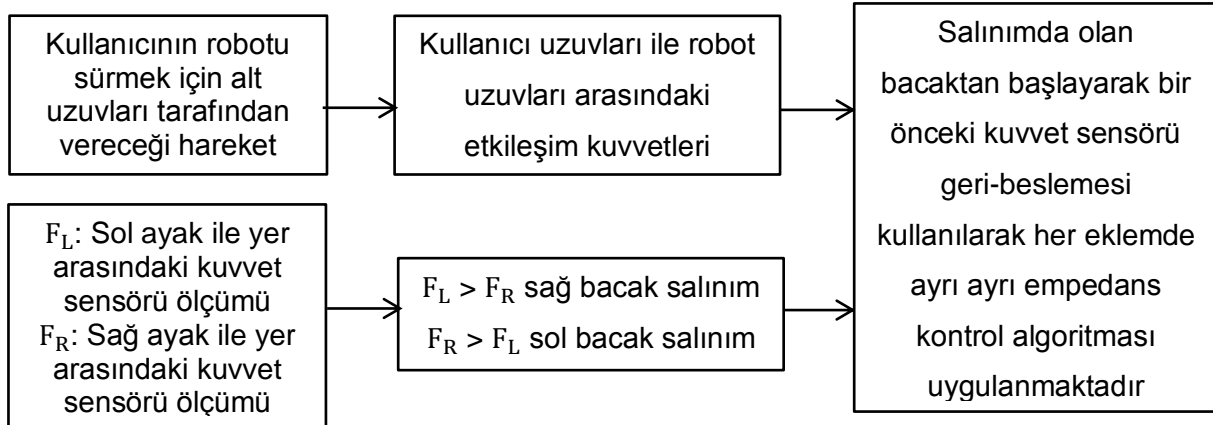
4.6. Dış İskelet Robotun Kullanıcı Baskın Kontrolü

Bölüm 3.5.1’de üretimi ve montajı yapılan alt uzuv dış iskelet robotun bir bütün olarak tasarımı sunulmuştu. Şekil 3.117’de görüldüğü gibi, üretimi ve montajı yapılan alt uzuv robot kullanıcı üzerine adapte edilmiştir. Ayrıca, robot üzerinde bulunan sağ ayak bileği, diz ve kalça ve sol ayak bileği, diz ve kalça dış iskelet eklemlerinde bulunan motorlar ve insan ve robot arasında bulunan yedi adet kuvvet sensörün kablo bağlantıları yapılmış olup, alt uzuv dış iskelet robot kullanıcı baskın kontrol deneyleri için bir bütün olarak tamamlanmıştır. Şekil 3.118’da görüldüğü gibi, kuvvet sensörlerine ait sürücüler ve motor sürücülerini sırt plakasına uygun bir şekilde monte edilerek, daha portatif bir görünüm kazandırılmaya çalışılmış ve sürücü bağlantı kabloları uzatılarak kullanıcı ve robot yürümeye hazır hale getirilmiştir.

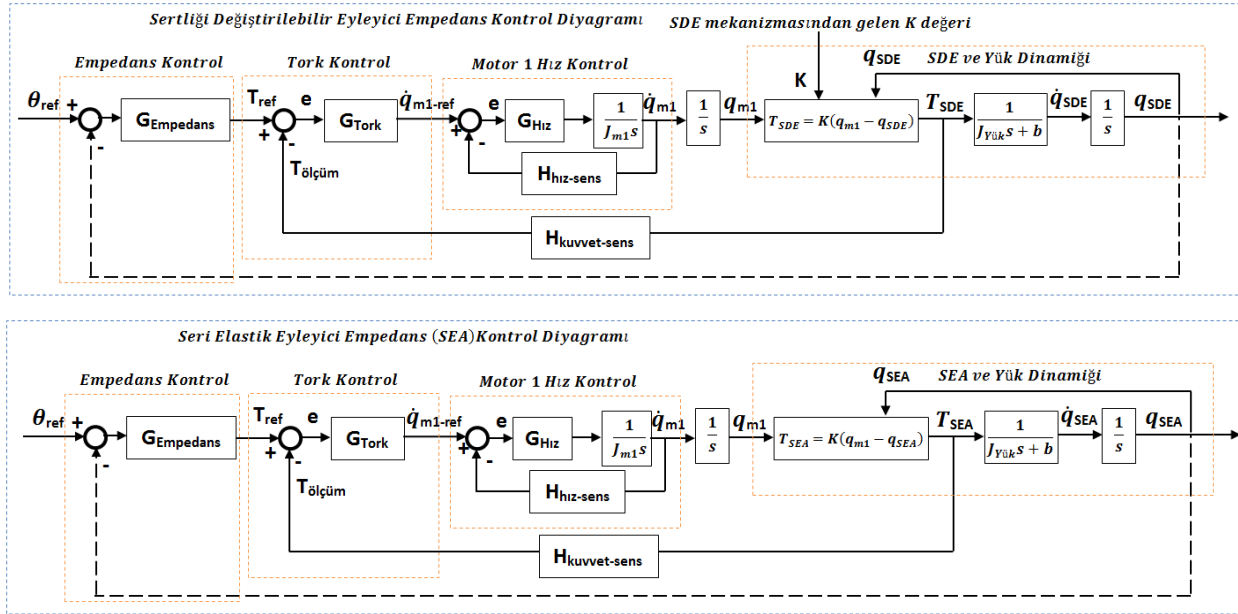
4.6.1. Kullanıcı Baskın Kontrol Algoritması

Tasarlanan dış iskelet robot için öncelikli olarak kullanıcının robota yön verdiği, yani kullanıcı eklemlerini hareket ettirmeye başladığında robot da uzuvlarındaki etkileşim kuvvetlerini ölçerek bu etkileşim kuvvetlerini sıfıra çekecek şekilde kullanıcıyı takip etmesi durumu uygulanmıştır. Bu uygulamaya kullanıcı-baskın kontrol olarak isimlendirilmektedir. Bu uygulamada robot sağlıklı bir kullanıcı tarafından yönlendirilebilmektedir ve robotun etkileşim kuvvetlerini en az seviyeye indirerek kullanıcıyı takip etmesi amaçlanmaktadır. Kullanıcı-baskın kontrol algoritması olarak isimlendirilen bu uygulamada her eklemden birbirinden bağımsız olarak kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritması uygulanmaktadır ve bu empedans kontrol algoritmasının referans girişi her eklem için sıfır kuvvet girişi olarak belirlenmiştir. Böylece her eklemden kuvvet geribeslemeli empedans kontrol uygulanarak kullanıcı ile robot arasındaki etkileşim kuvvetleri en az seviyede tutulup, robotun kullanıcıyı takip etmesi sağlanmaktadır. Bu kontrol algoritmasında kullanıcı aktif, robot ise pasif durumdadır. Bütün dış iskelet robot için kullanıcı baskın kontrol algoritması çalışması için Şekil 4.78’de gösterilen mantıkta bir algoritma kurgulanmış olup, buna göre her eklemden ayrı ayrı empedans kontrolü uygulanmıştır. Her eklemden uygulanan kuvvet geri beslemeli empedans kontrolü için kullanılan empedans kontrol algoritması diyagramı Şekil 4.79’da gösterilmiştir. Bu empedans kontrol algoritması diyagramlarından, üstteki şekil bilek ekleminde kullanılan sertliği değiştirilebilir eyleyici için, alttaki şekil ise diz ve kalça ekleminde kullanılan seri elastik eyleyici için gösterilmektedir. Ayrıca, bu algoritmanın uygulaması

aşamasında işleri biraz daha basite indirmek için ayak bileği robotunun sertliğini sabit bir değerde tutulduğunu belirtmek gereklidir. Yani bu uygulamada bütün eklemler sabit sertliğe sahip yumuşak eyleyiciler olarak kullanılmaktadır.



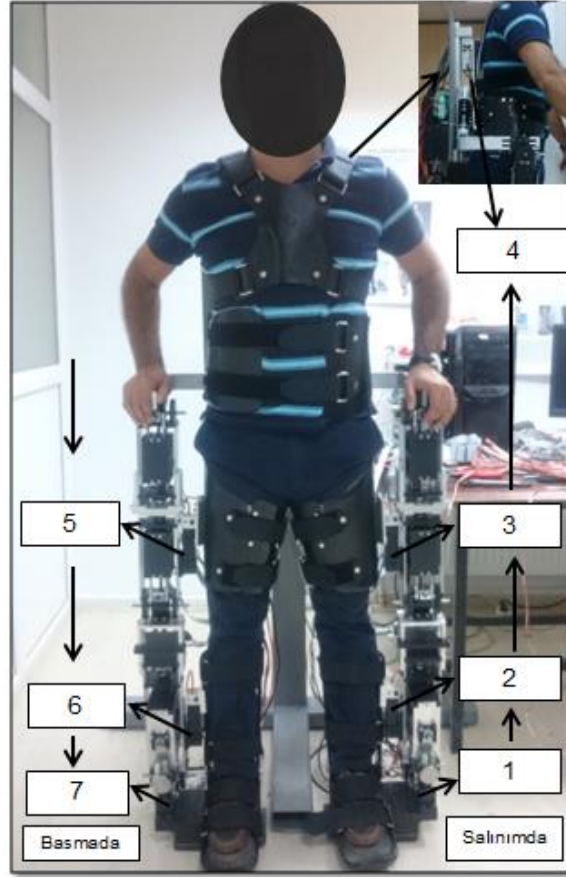
Şekil 4.78. Kullanıcı baskın kontrol algoritması blok diyagramı



Şekil 4.79. Ayak bileği eklemindeki sertliği değiştirilebilir eyleyici (SDE) için kapalı çevrim empedans kontrolü (üstteki), diz ve kalça eklemlerindeki seri elastik eyleyici (SEA) için kapalı çevrim empedans kontrolü (alttaki)

Şekil 4.78’de verilmiş olan empedans kontrol algoritmasını şu şekilde açıklanabilir. Dış iskelet robotun sağ ve sol ayak uzuvlarında iki adet kuvvet sensörü kullanılmış olup, bu bütün dış

iskelet robot ile yer arasındaki yer tepki kuvvetini ölçmek için kullanılmıştır. Empedans kontrol uygulamasında ilk adım olarak, yer reaksiyon kuvvetini ölçmek için kullanılan sensörlerden ayak ile yer arasındaki kuvvet değeri ölçülmektedir. Bu ölçülen değerler arasında bir karşılaştırma yapılarak hangi ayağın hangi pozisyonda olduğu karar verilmektedir. Eğer ölçülen kuvvet değeri sol ayakta daha büyük ($F_L > F_R$) ise sağ ayak salınım ve sol ayak ise basma fazında olduğu anlaşılmaktadır. Eğer tam tersi bir durum varsa yani ölçülen kuvvet değeri sağ ayakta daha fazla ($F_R > F_L$) ise sol ayak salınım ve sağ ayak ise basma fazında olduğu anlaşılmaktadır. Bu son olayı daha iyi anlamak amacıyla Şekil 4.80'de gösterilen kuvvet sensörü numaraları kullanılacaktır.



Şekil 4.80. Kullanıcı baskın kontrol algoritması için kuvvet sensörleri numaralandırması (sol ayak salınım fazında ve sağ ayak basma fazında iken)

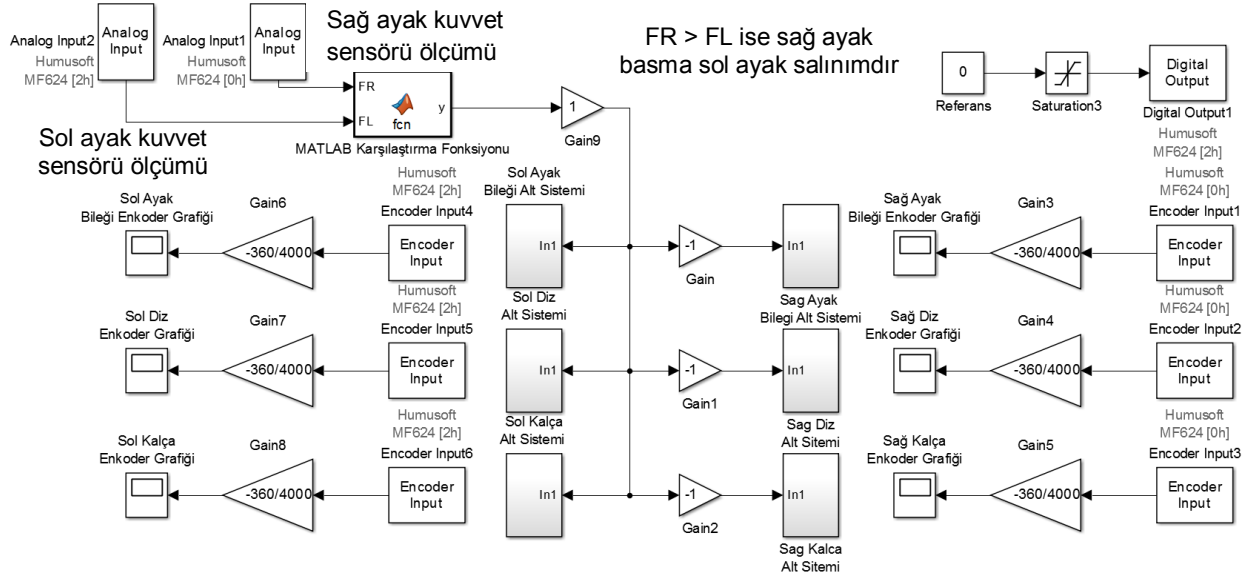
Şekil 4.80'de verilen örnek gösterimde sol ve sağ ayakta bulunan 1 ve 7 no'lu kuvvet sensöründen ayak ile zemin arasındaki tepki kuvvetleri ölçülerek karşılaştırılma yapılmış ve

sonuç olarak sağ ayağın basma fazında sol ayağın salınım fazında olduğuna karar verilmiştir. Daha sonra Şekil 4.79'da gösterilen 1 numaralı kuvvet sensörü (sol ayak ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sol bilek ekleminde empedans kontrol algoritması uygulanmaktadır. Daha sonra 2 numaralı kuvvet sensörü (sol baldır ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sol diz ekleminde empedans kontrol algoritması uygulanmaktadır. Aynı işlem sırası ile devam ederek 3 numaralı kuvvet sensörü (sol uyluk ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sol kalçada, 4 numaralı kuvvet sensörü (sırt ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sağ kalçada, 5 numaralı kuvvet sensörü (sağ uyluk ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sağ dizde ve 6 numaralı kuvvet sensörü (sağ baldır ile robot arasındaki kuvvet sensörü) ile sağ ayak bileği ekleminde empedans kontrol algoritması uygulanmaktadır. Sağ ayak salınım fazında olduğu zaman ise, 7 numaralı kuvvet sensörü ile sağ ayak bileği ekleminde, 6 numaralı kuvvet sensörü ile sağ dizde, 5 numaralı kuvvet sensörü ile sağ kalçada, 4 numaralı kuvvet sensörü ile sol kalçada, 3 numaralı kuvvet sensörü ile sol dizde ve 2 numaralı kuvvet sensörü ile sol ayak bileği eklemlerinde empedans kontrol algoritması uygulanmaktadır.

4.6.2. Empedans Kontrol Uygulaması

Kurgulanan kullanıcı baskın kontrol algoritmasının MATLAB® Simulink ortamında oluşturulmuş genel blok diyagramı Şekil 4.81'de gösterilmektedir. Şekilde görüldüğü gibi, ayak bileği dış iskelet robotta bulunan kuvvet sensörü ile ayak yer yer arasındaki kuvvet sensör değeri ölçülmüştür. Hem sağ hem de sol ayaktan ölçülen bu değer karşılaştırma bloğuna gönderilerek bir karşılaştırma yapılmış ve hangi ayağın basma hangi ayağın salınım fazında olduğuna karar verilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda eğer sağ ayak kuvvet sensöründen okunan kuvvet değeri daha büyük ise sağ ayak basma fazı, eğer sol ayaktan okunan kuvvet değeri daha büyük ise sol ayak basma fazında sonucuna ulaşılmaktadır. Buna göre sağ ayak basma fazında ise sol ayak salınım fazında, sol ayak basma fazında ise sağ ayak salınım fazında olduğu sonucuna varılmaktadır. Bu karar verme işleminden sonra robot her eklemden empedans kontrolü için etkinleştirilmiştir. Alt uzuv dış iskelet robotunda bulunan her eklem için ayrı ayrı empedans kontrol algoritması gerçekleştirilmiş ve her ekleme ait algoritmalar blok diyagramlar halinde verilmiştir. Verilen bu blok diyagramlarının daha anlaşılır olması için her ekleme ait olan empedans kontrol blok diyagramları alt sistemler halinde verilmiş olup, hangi ekleme ait oldukları bloğun altına yazılmıştır. Ayrıca şekilde görülen Referans komutu alt uzuv dış iskelet robot eklemlerinde kullanılan motorları etkinleştirmek için kullanılmakta ve Referans komutu 1 (enable)

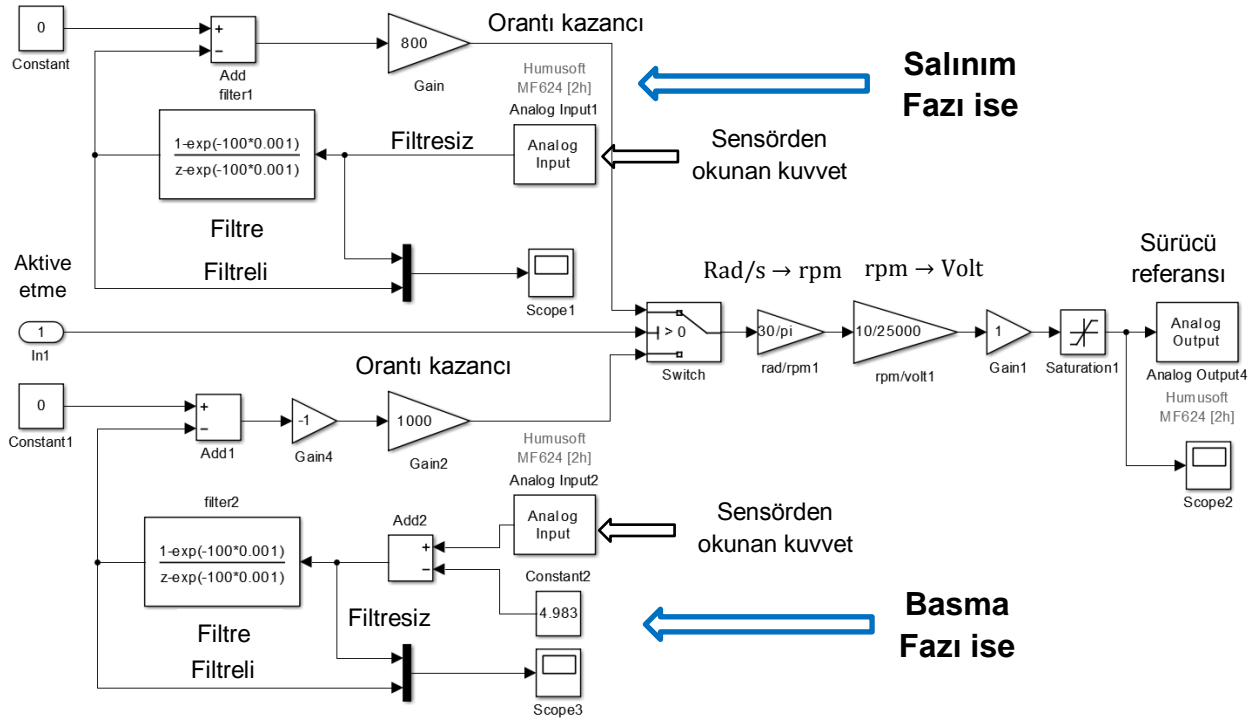
girilerek motorlar devreye alınmaktadır. Dijital Çıkış (Digital Output) komutuna hangi ekleme ait motor etkinleştirmek istiyorsa, o motorun bağlı olduğu pin numarası girilmiştir. Ayrıca motor enkoderlerinden okunan değerler, bütün eklemler için çizdirilmiştir.



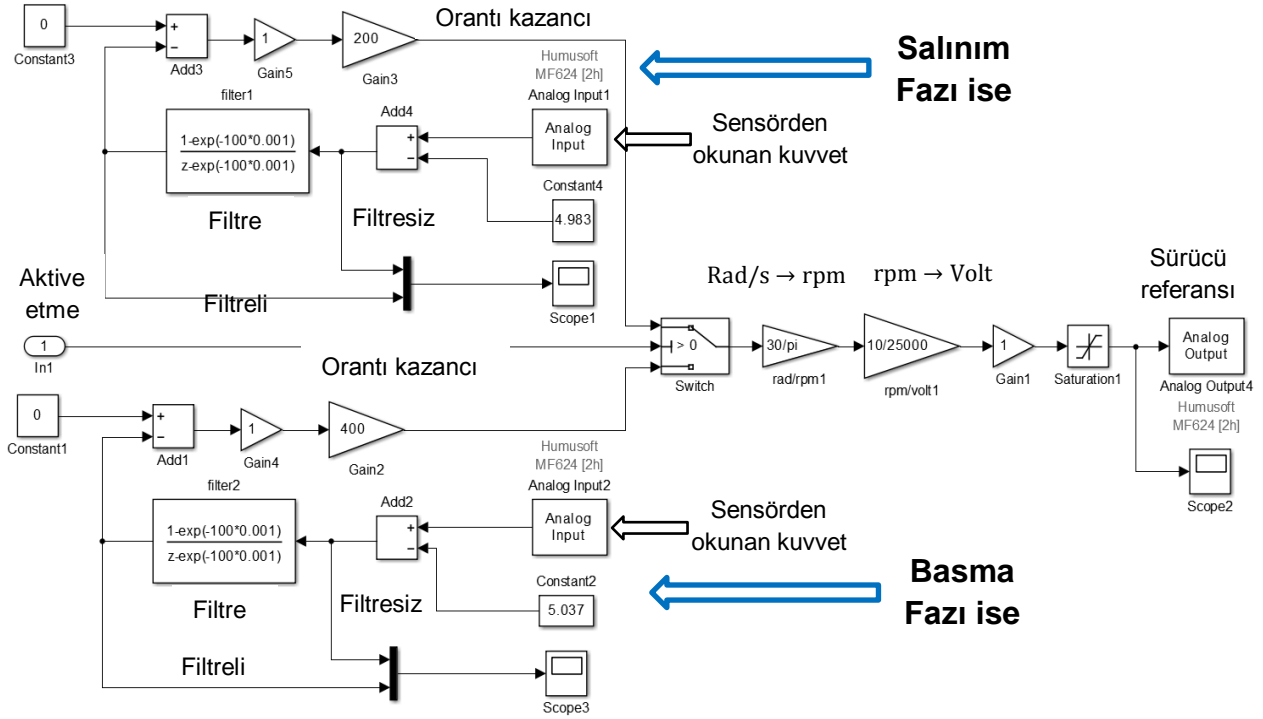
Şekil 4.81. Kullanıcı baskın kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok Diyagramı

Empedans kontrol algoritmasında her eklem (sol ayak bileği, sol diz, sol kalça, sağ ayak bileği, sağ diz ve sağ kalça) için kullanılan algoritmalar alt sistemler olarak verilmiştir. Bu alt sistemler Şekil 4.82, Şekil 4.83, Şekil 4.84, Şekil 4.85, Şekil 4.86, ve Şekil 4.87’de sunulmuştur.

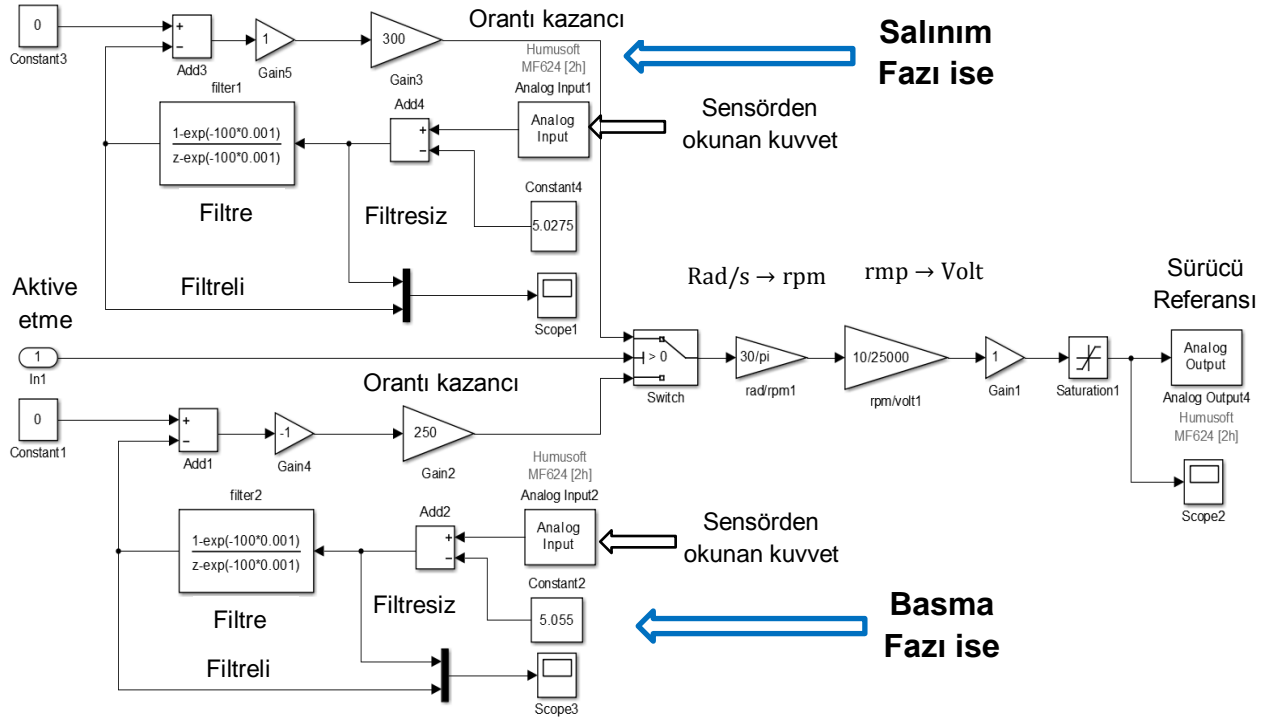
Şekillerde görüldüğü gibi, karşılaştırma bloğundan gelen sinyal her eklemi aktive etmek için kullanılmaktadır. Daha sonra aktive edilen eklem sağ ya da sol ayağın basma fazında olmasına göre, bir önceki ya da bir sonraki kuvvet sensöründen kontrol edilmektedir. Kontrol edilen bu eklemlerde kuvvet sensörlerinden gelen etkileşim kuvvetleri ve sıfır referans girdisi karşılaştırılarak ve belirli bir orantı kazancı ile çarpılarak sisteme verilmektedir. Okunan kuvvet değerinin daha düzgün olması için bir alçak geçirgen filtre kullanılmış ve böylelikle daha temiz bir sinyal elde edilmiştir. Orantı kazancından çıkan sinyal sürücü referansı olarak sisteme verilmektedir. Bu değer öncelikli olarak $\text{rad/s} \rightarrow \text{rpm}$ daha sonra ise $\text{rpm} \rightarrow \text{volt}$ dönüşümü yapılmış ve elde edilmiş olan bu volt değeri sürücü referansı olarak kullanılmıştır. Kullanıcı baskın kontrol uygulamasında sensörlerden okunan kuvvet değeri ne kadar düşük ise robot ile insan arasındaki etkileşim o kadar iyidir denilebilmektedir.



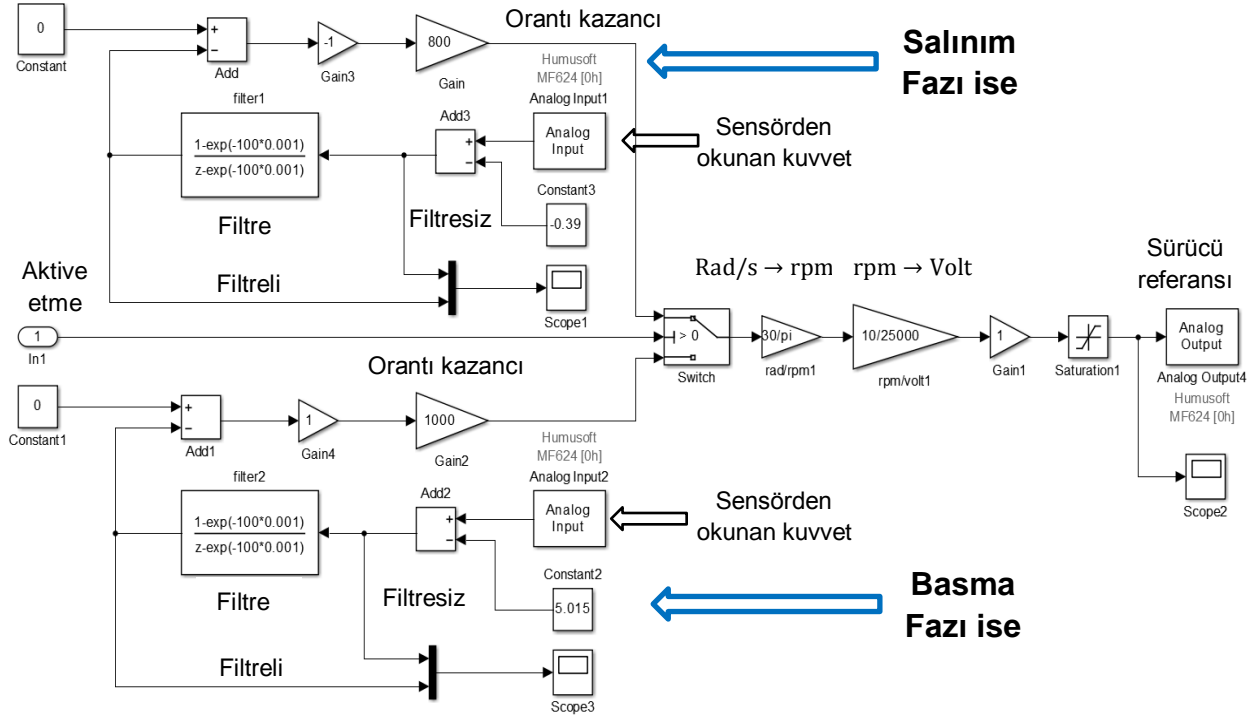
Şekil 4.82. Sol ayak bileği empedans kontrol algoritması



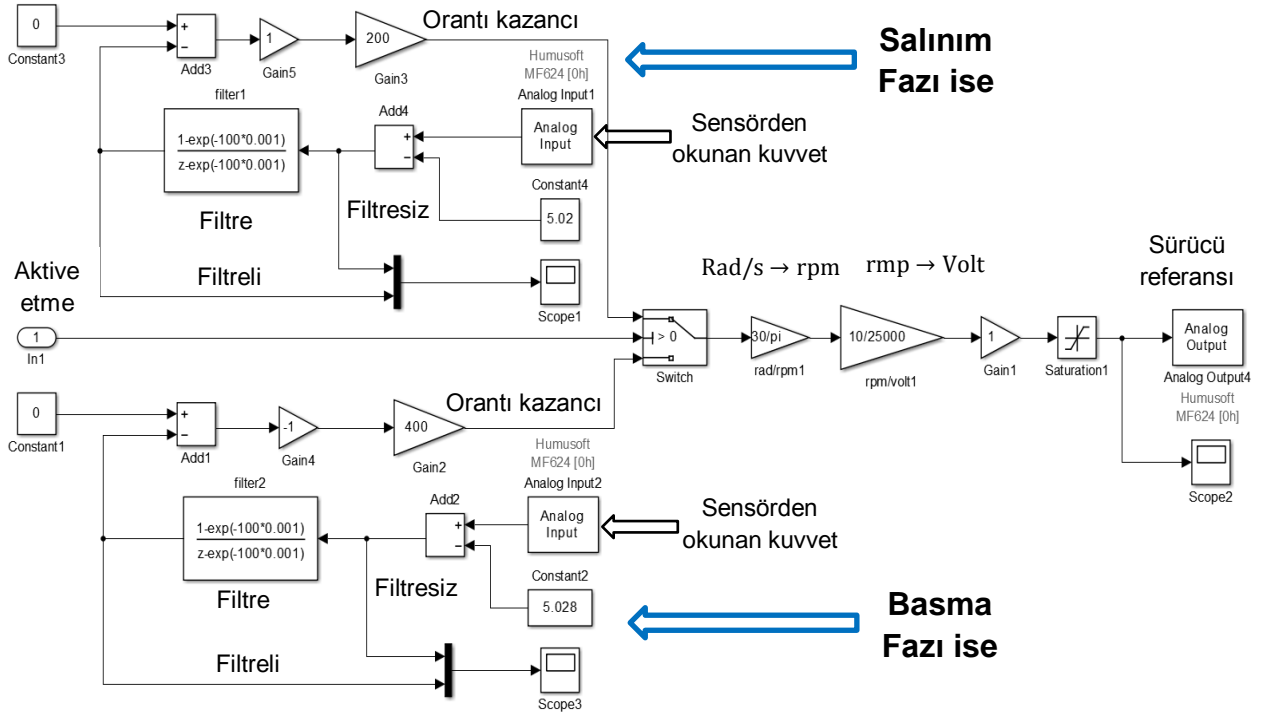
Şekil 4.83. Sol diz empedans kontrol algoritması



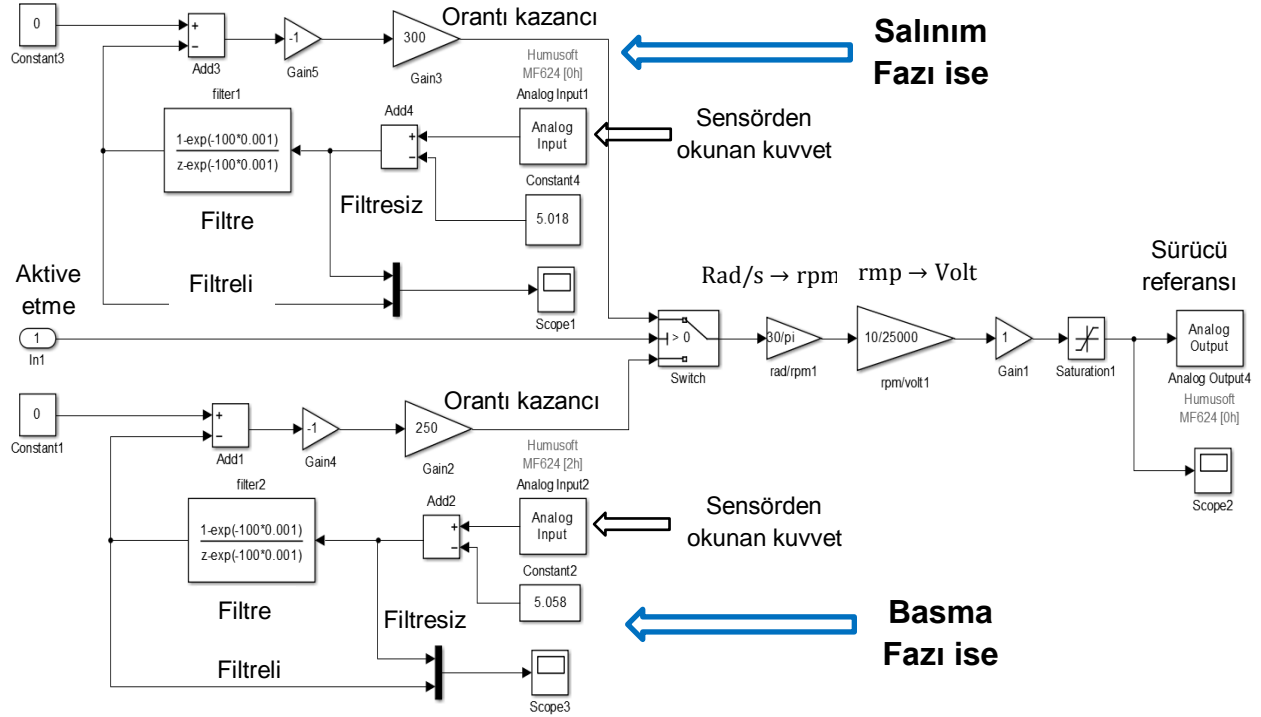
Şekil 4.84. Sol kalça empedans kontrol algoritması



Şekil 4.85. Sağ ayak bileği empedans kontrol algoritması



Şekil 4.86. Sağ diz empedans kontrol algoritması

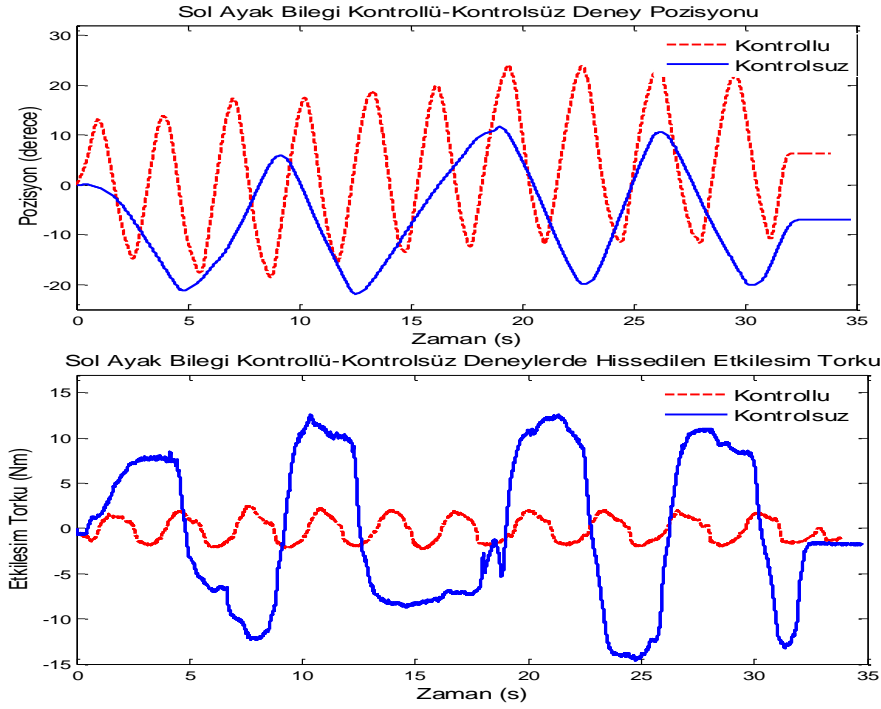


Şekil 4.87. Sağ kalça empedans kontrol algoritması

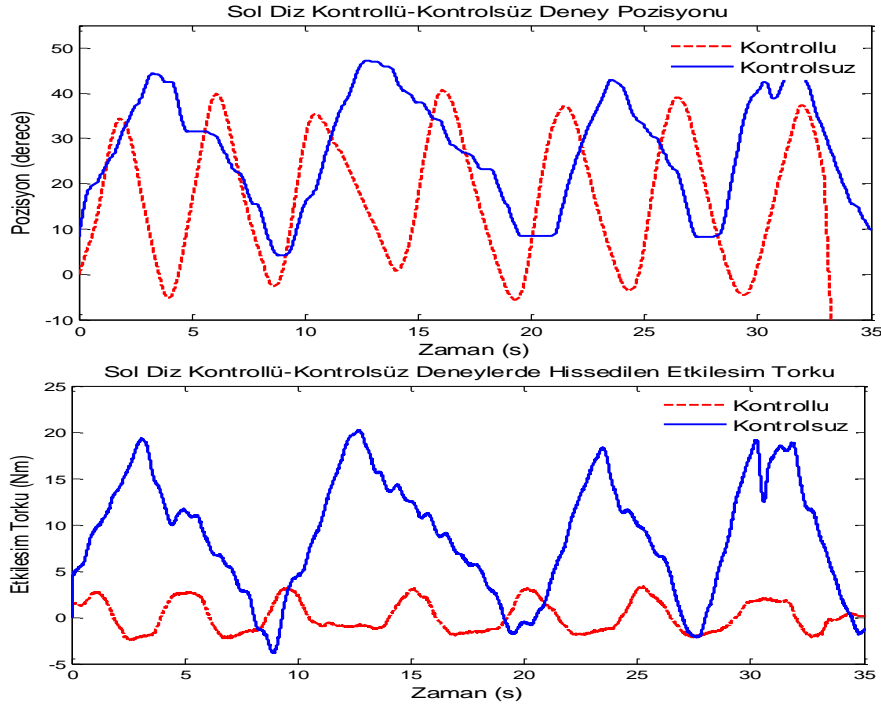
4.6.3. Kullanıcı Baskın Kontrol Algoritması Uygulama Sonuçları

Bu kullanıcı baskın kontrol uygulamasında kullanıcı aktif robot ise pasif durumdadır. Bu deneyde öncelikli olarak hangi ayağın basma hangi ayağın salınım fazında olduğuna karar verilmelidir. Bunun için yukarıda anlatılmış olan kontrol algoritması uygulanmış ve hangi ayakta okunan kuvvet sensörü değeri daha büyükse, o ayağın basma fazında olduğuna karar verilmiştir. Daha sonra her eklem için ayrı ayrı verilmiş olan empedans kontrol algoritmaları uygulanmış olup, elde edilen sonuçlar grafikler halinde verilmiştir. Bu deneyde kullanıcı ile robot arasındaki etkileşim torkları (ölçülen kuvvet ile ayak bileği eklemine uzanan kuvvet kolu çarpılarak) ölçülmüş ve grafiklere dökülmüştür. Şekil 4.88, Şekil 4.89 ve Şekil 4.90 sırasıyla sol ayak bileği, sol diz ve sol kalça eklemlerinin empedans kontrollü ve kontrolsüz sonuçlarını göstermektedir. Aynı şekilde Şekil 4.91, Şekil 4.92 ve Şekil 4.93 sırasıyla sağ ayak bileği, sağ diz ve sağ kalça eklemlerinin empedans kontrollü ve kontrolsüz sonuçlarını göstermektedir. Ayrıca her eklem için o eklem pozisyonları verilen şekillerde grafikler halinde sunulmuştur. Bu deney kullanıcı yürürken değil, kullanıcı bulunduğu yerde iken eklemlerini bağımsız bir şekilde rasgele hareket ettirirken gerçekleştirilmiştir.

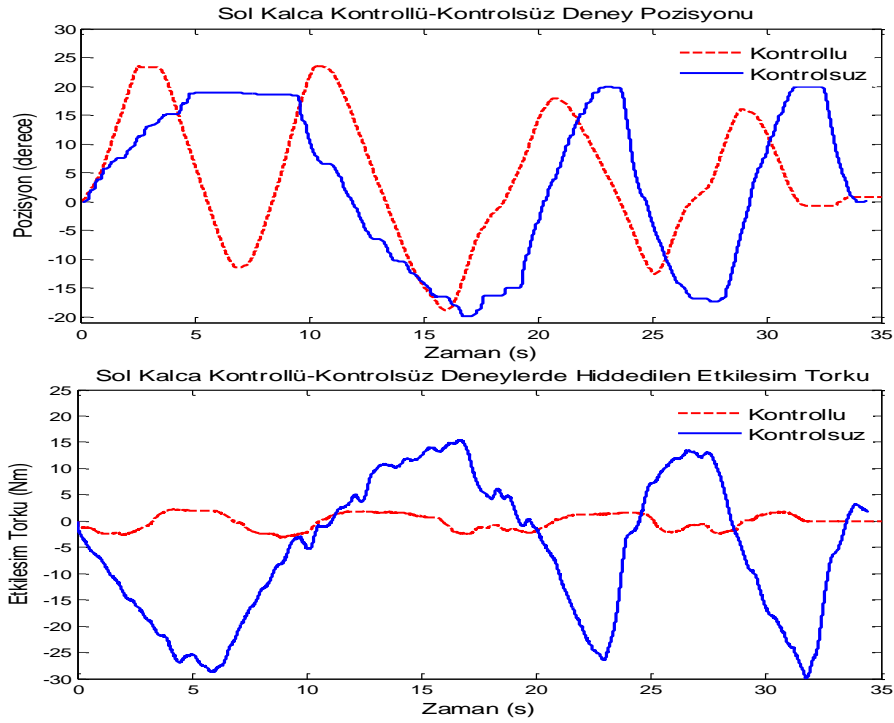
Her bir grafikteki kontrollü ve kontrolsüz kuvvetlere bakıldığında, empedans kontrol algoritması uygulandığı zaman kuvvet sensöründen okunan değerler ile empedans kontrol uygulanmadığı zaman okunan değerler arasında ciddi farklar olduğu görülmektedir. Empedans kontrol uygulanmadığı durumda robot ile kullanıcı arasındaki hissedilen etkileşim torku 30-14 Nm arasında değişti iken, empedans kontrol uygulandığında hissedilen etkileşim kuvveti 4-2.5 Nm'ler mertebesine düşmektedir. Yani uygulanan empedans kontrol algoritması ile alt uzuv dış iskelet robot ile kullanıcı arasındaki hissedilen etkileşim torku en aza indirilmiş ve kullanıcı ile robot arasındaki uyumun üst seviyeye çıktığı görülmüştür. Ayrıca her eklem için elde edilmiş olan pozisyon grafiklerinden anlaşılmıştır ki, her eklem, biyomekanik verilere uygun pozisyonlarda hareket etmekte ve tasarım sırasında göz önüne alınan hareket aralıklarına da uygun hareket sağlamaktadır.



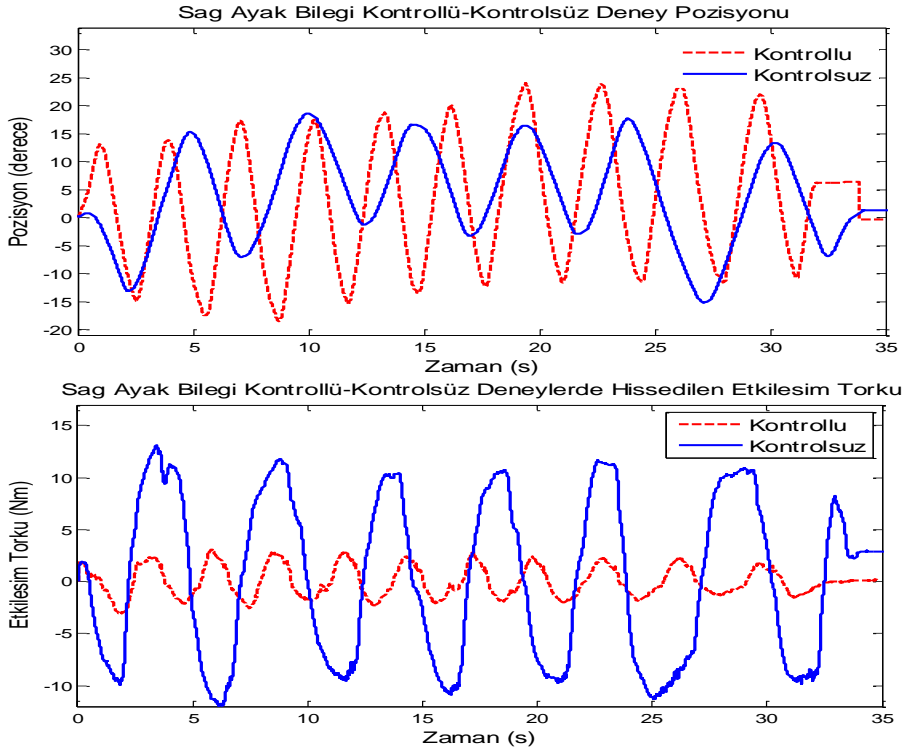
Şekil 4.88. Sol ayak bileği empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)



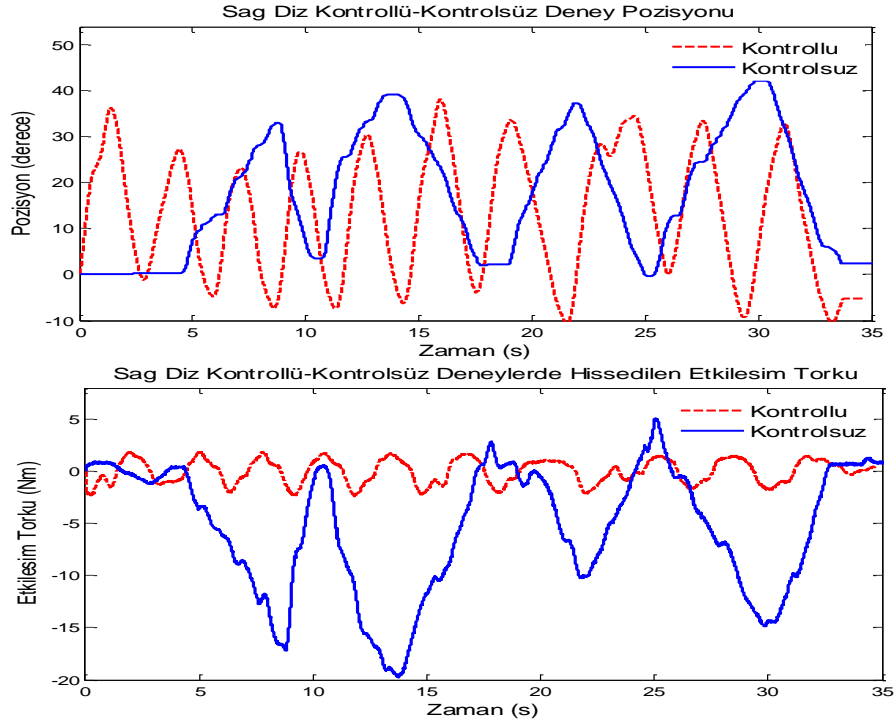
Şekil 4.89. Sol diz empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)



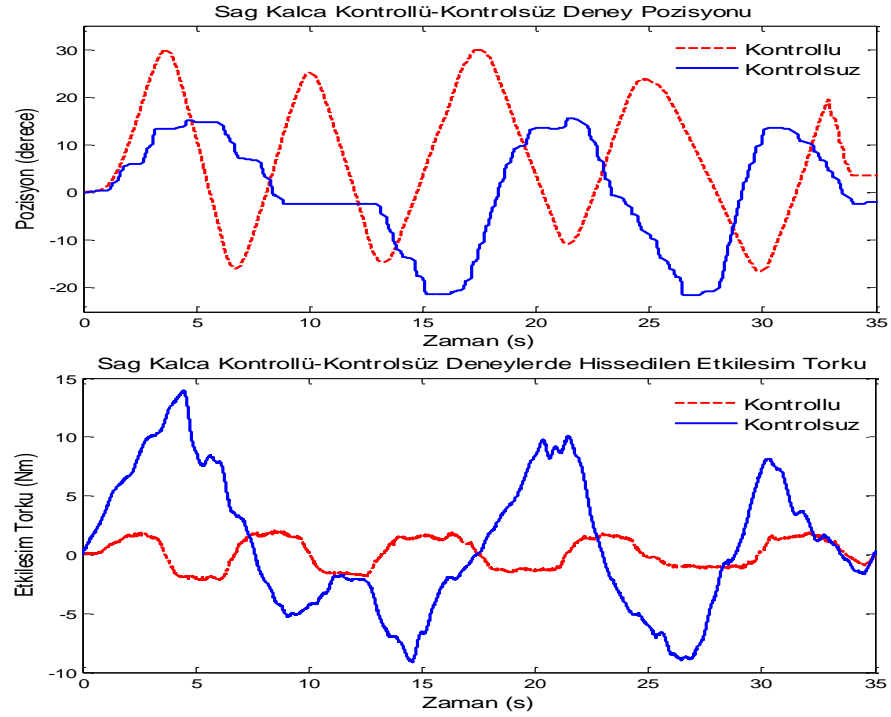
Şekil 4.90. Sol kalça empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)



Şekil 4.91. Sağ ayak bileği empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)



Şekil 4.92. Sağ diz empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)

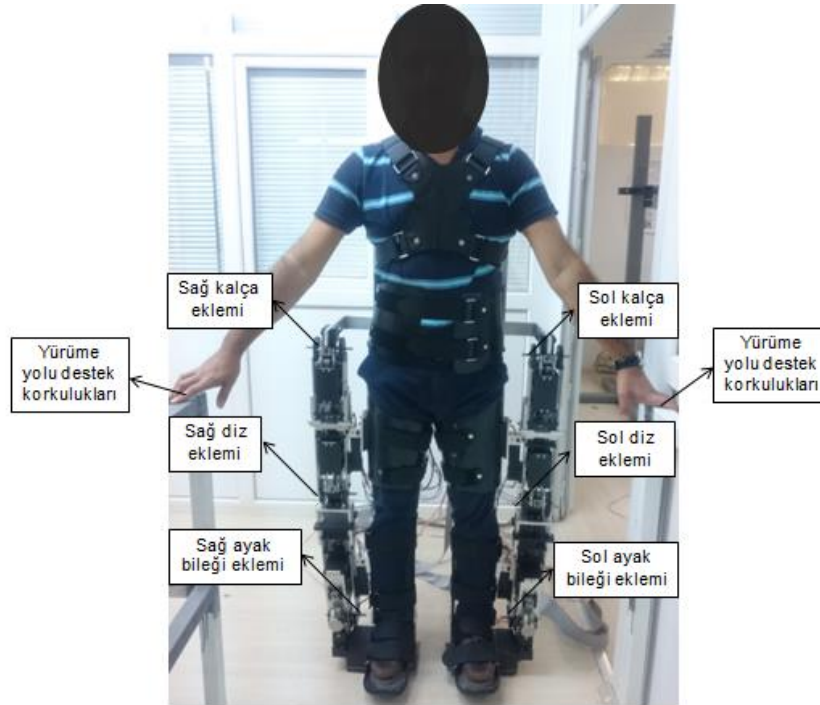


Şekil 4.93. Sağ kalça empedans kontrol deneyleri; bilek pozisyonu (üstteki), kullanıcı ve robot arasında hissedilen etkileşim torku (alttaki)

4.7. Dış İskelet Robotun Bir Bütün Olarak Robot Baskın Kontrolü

4.7.1. Robot Baskın Kontrol Algoritması

Bu bölümde tasarımı ve üretimi yapılan dış iskelet robotun bir bütün olarak robot baskın kontrol test uygulaması gerçekleştirilmiştir. Bu kontrol çalışmasında, robot aktif kullanıcı pasif olup, robota verilen yürüme verilerini kullanıcı robotun içinde iken robotun pozisyon kontrol ile ne kadar iyi takip edebildiğine bakılmıştır. Yani robotun kullanıcıyı yürütebilme kabiliyetine bakılmıştır. Bu çalışmas bir anlamda yürütücü/rahabilasyon amaçlı robot kontrol çalışmasıdır. Bu test uygulamasını gerçekleştirmek için, dış iskelet robot Şekil 4.94'te görüldüğü gibi kullanıcı üzerine giydirilmiştir ve kullanıcıdan yürüme fonksiyonunu gerçekleştiremeyen bir kişi gibi davranması istenmiştir. Burada gerçekleştirilen yürütme deneylerinde kullanıcının yürüme yolunun sağ ve sol tarafında bulunan korkuluklardan elleri ile destek almasına izin verilmiştir; yani, robotun denge kurması beklenmemektedir, sadece biyomekanik verilerden alınan eklem pozisyonu eğrileri ile yürütme işlemi sağlanmıştır, dengede durmayı ise kullanıcı ellerinden aldığı destekler ile sağlamaktadır. Hem denge kurma hem de yürütme işlemi oldukça zor bir iş olduğu için denge çalışması bir gelecek çalışması olarak bırakılmıştır.



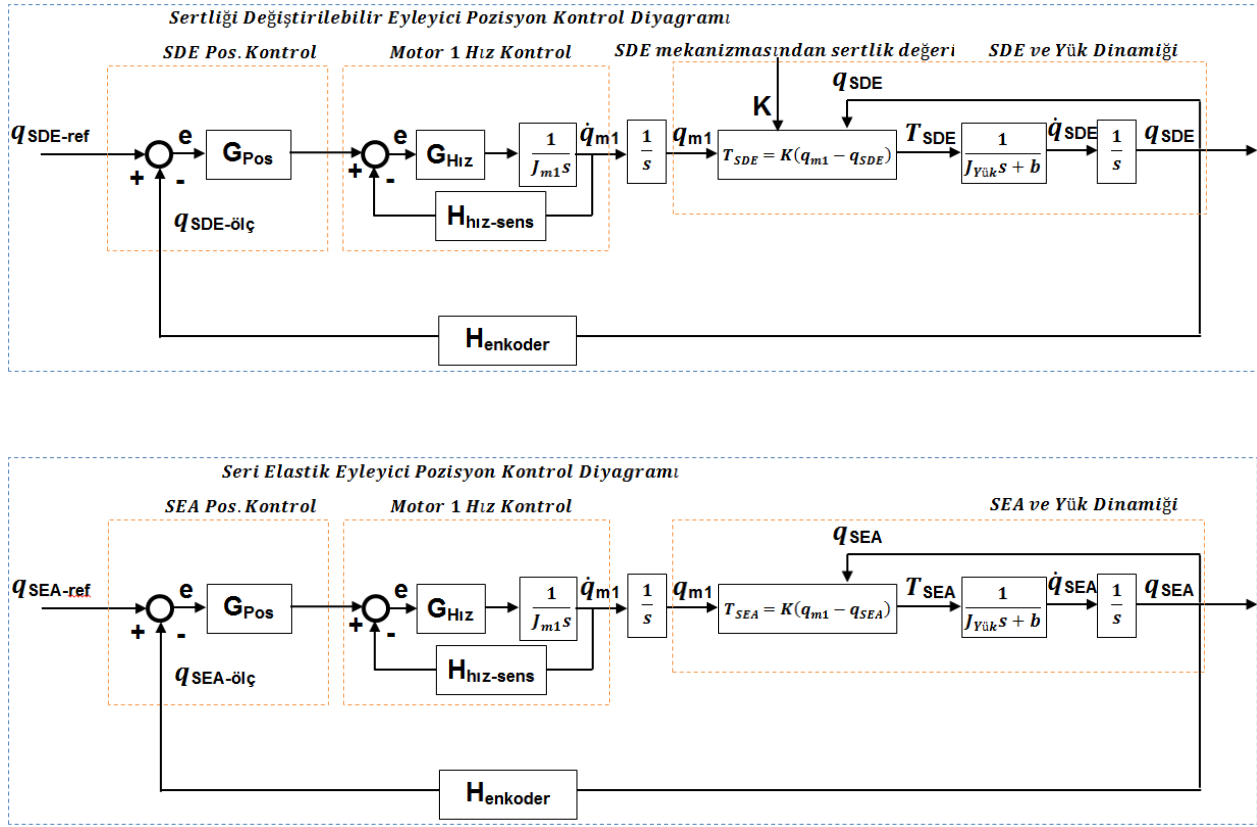
Şekil 4.94. Alt uzuv dış iskelet robotun robot baskın kullanıcıya adaptasyonu

Bu robot baskın kontrol çalışmasında kullanılan pozisyon kontrol algoritması Şekil 4.95'te verilmiştir. Şekil 4.95'te görüldüğü gibi, bu pozisyon kontrol algoritması ayak bileği ekleminde kullanılan sertliği değiştirilebilir eyleyici için hem de diz ve kalça eklemlerinde kullanılan seri elastik eyleyiciler üzerinde uygulanmaktadır. İki kontrol algoritma arasındaki fark, sertliği değiştirilebilir mekanizma için farklı sertlik değerlerinin kullanılırken, seri elastik eyleyici için tek bir sertlik değeri kullanılmıştır. Ancak, bu robot baskın deneylerde işleri kolaylaştırmak için sertliği değiştirilebilir eyleyici sabit bir sertlik değerine ayarlanmıştır, yani yürüme sırasında sertlik değiştirilmemiştir.

Bu robot baskın kontrol algoritmalarında referans girişi olarak biyomekanik yürüme verileri kullanılmıştır. Bu yürüme verileri Bovi vd., (2010) tarafından ortaya koyulan biyomekanik yürüme çalışmalarından alınmıştır. Elimizde bulunan yürüme verileri her eklem için çok yavaş, yavaş, normal ve hızlı yürüme verileridir. Bu kontrol çalışması esnasında normal yürüme verileri kullanılmıştır. Normal yürüme verileri bir yürüme çevrimini 1.7 sn'de gerçeklemektedir. Ancak, burada motorların hızlı hareket etmesinden dolayı robot üzerinde meydana gelebilecek olumsuzlukları en aza indirmek amacıyla, bu yürüme verileri 3 sn ve 5 sn olarak genişletilmiştir. Biyomekanik çalışmadan alınan normal yürüme dataları sağ ayak bileği, diz ve kalça ve sol ayak bileği, diz ve kalça olarak ayrı ayrı düzenlenmiş ve bu datalar robot baskın kontrol (pozisyon kontrol) algoritmalarının referans giriş ($q_{SDE-ref}$, $q_{SEA-ref}$) verisi olarak kullanılmıştır. Daha sonra bu veriler için derece radyan dönüşümü yapılmış ve elde edilen veriler her bir eklem için motorlara verilmesi gereken pozisyon bilgisini belirlemek amacıyla MATLAB® Function bloğundan geçirilmiştir. Böylelikle bütün eklemler için gerekli olan motor pozisyon bilgileri elde edilmiştir.

Bu elde edilen motor pozisyon bilgileri bir karşılaştırma bloğu gönderilmiş olup, burada referans girişinden motor sensöründen (enkoder) okunan pozisyon bilgisi çıkarılmış ve bir hata sinyali (e) elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen bu hata sinyali bir kontrolcüye gönderilmiştir.

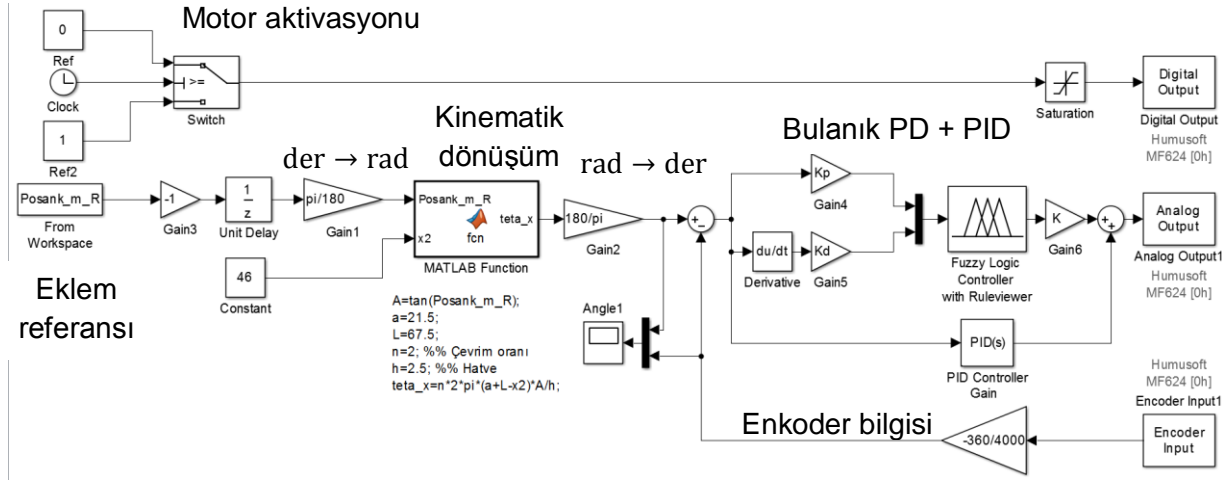
Bu kontrol algoritmalarında kullanılan kontrolcü (G_{pos}), Bölüm 4.2'de ayrıntılı olarak anlatılmıştır. Yapılan karşılaştırmalara göre, pozisyon kontrolü için en uygun yöntemin bulanık PD+PID kontrolcü olduğu görülmüş ve bu bölümde de her eklemin pozisyon kontrolü için bulanık PD+PID kontrolcü kullanılmıştır.



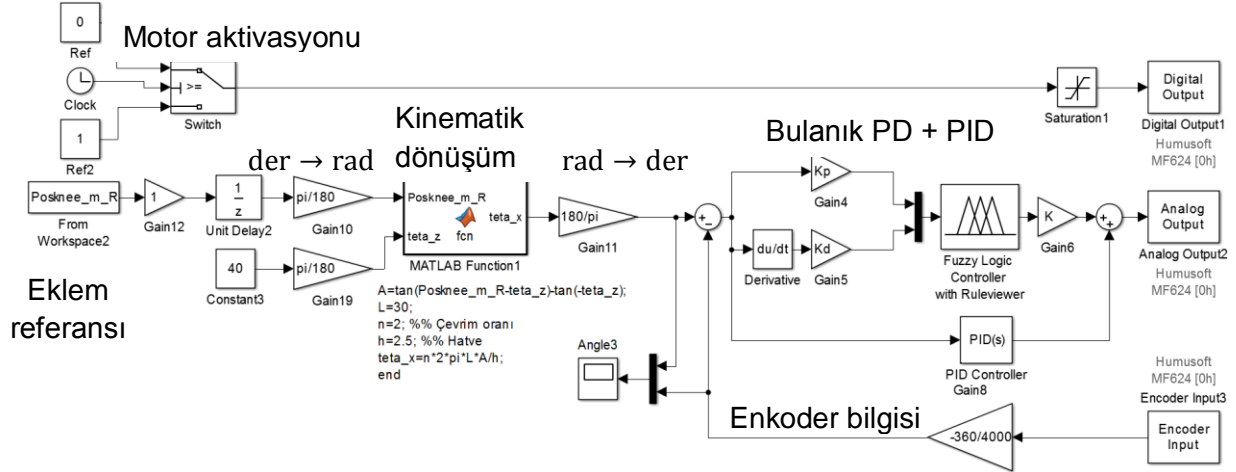
Şekil 4.95. Ayak bileğinde kullanılan sertliği değiştirilebilir eyleyici (SDE) için kapalı çevrim pozisyon kontrol algoritması (üstteki), diz ve kalça eklemleri için kullanılan seri elastik eyleyici (SEA) kapalı çevrim pozisyon kontrol algoritması

4.7.2. Robot Baskın Kontrol Uygulaması

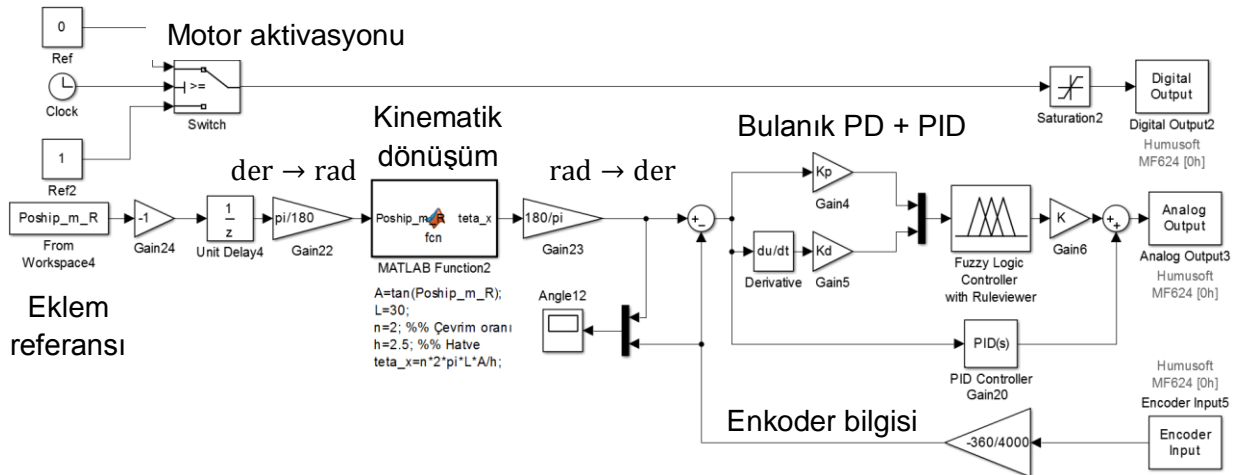
Kurgulanan robot baskın kontrol algoritmasının uygulaması için oluşturulan blok diyagramı her eklem için ayrı ayrı Şekil 4.96, 4.97, 4.98, 4.99, 4.100 ve 4.101’de sunulmuştur. Blok diyagramında yürüme çevrimi boyunca motorları aktif etmek için Ref komutuna 1 değeri verilmektedir. Her eklem için giriş olarak yürüme dataları kullanılmış ve bu datalar MATLAB® Workspace ortamından çekilmiştir. Derece olarak verilen yürüme dataları radyana dönüştürülmüş ve her eklem için gerekli mekanik dönüşüm yapılarak motor için gerekli pozisyon bilgisi elde edilmiştir. Elde edilen pozisyon bilgisi enkoder bilgisi ile uyumlu olması için tekrar dereceye dönüştürülmüştür. Daha sonra motor enkoderinden (Encoder Input) okunan pozisyon bilgisi ile verilen referans bilgisi karşılaştırarak, hata bilgisi elde edilmiştir. Bu hata bilgisi kontrolcünden (Bulanık PD + PID) geçirilerek motor pozisyon bilgisi olarak verilmiştir.



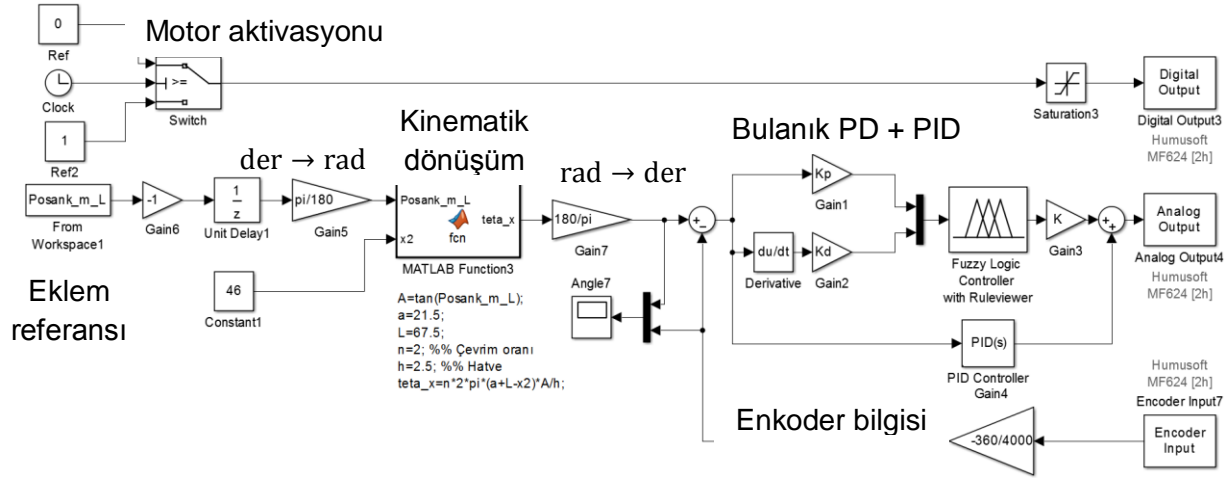
Şekil 4.96. Sağ ayak bileği pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı



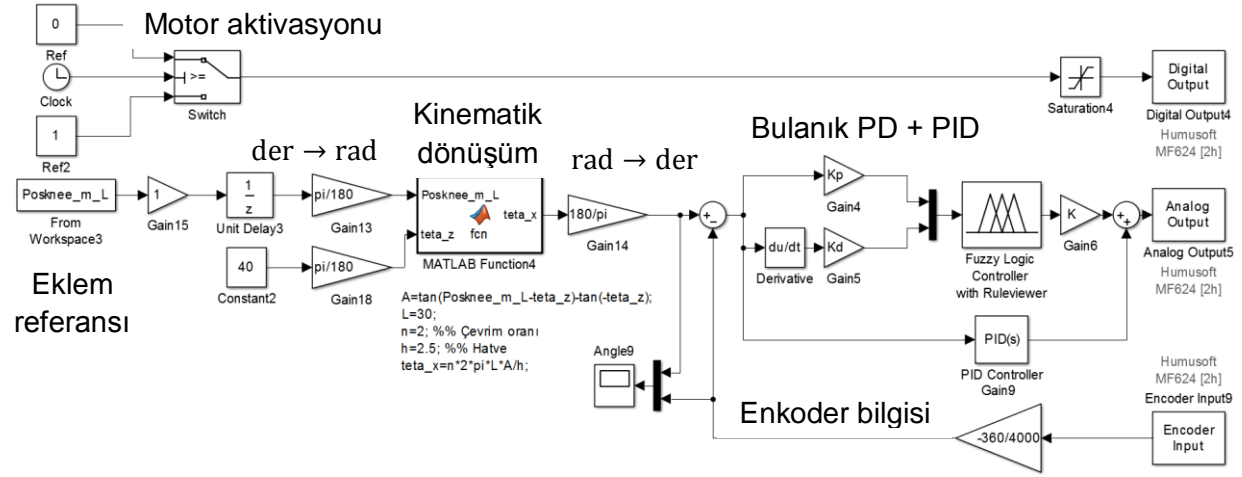
Şekil 4.97. Sağ diz pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı



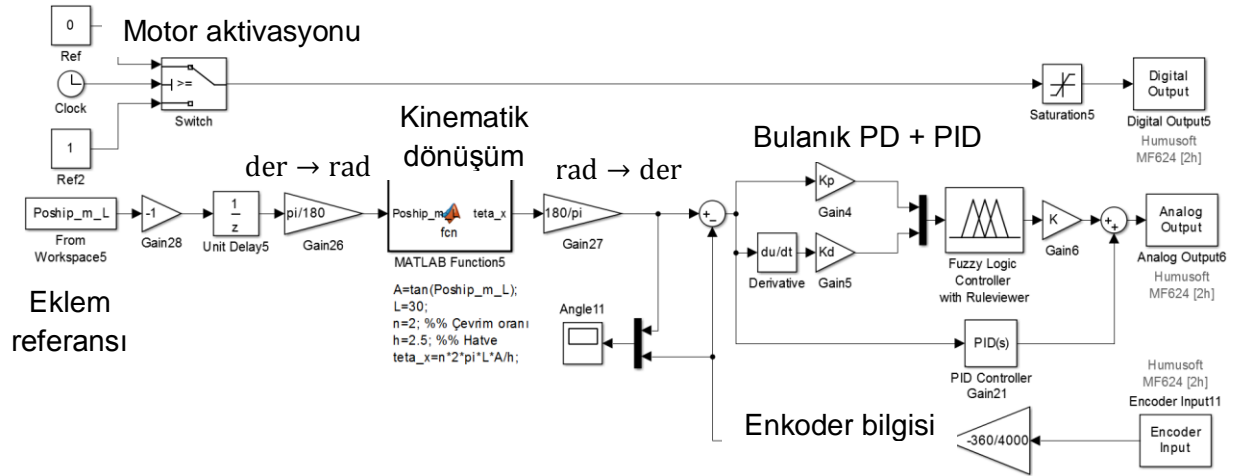
Şekil 4.98. Sağ kalça pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı



Şekil 4.99. Sol ayak bileği pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı



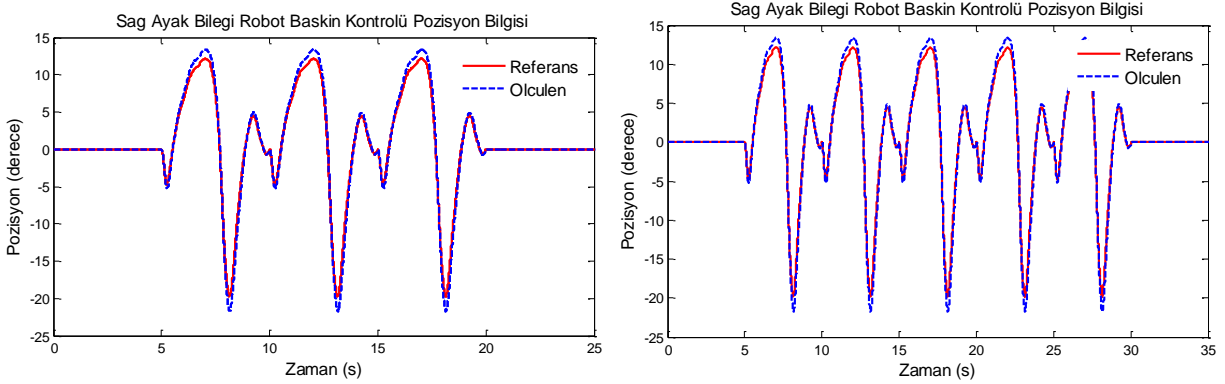
Şekil 4.100. Sol diz pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı



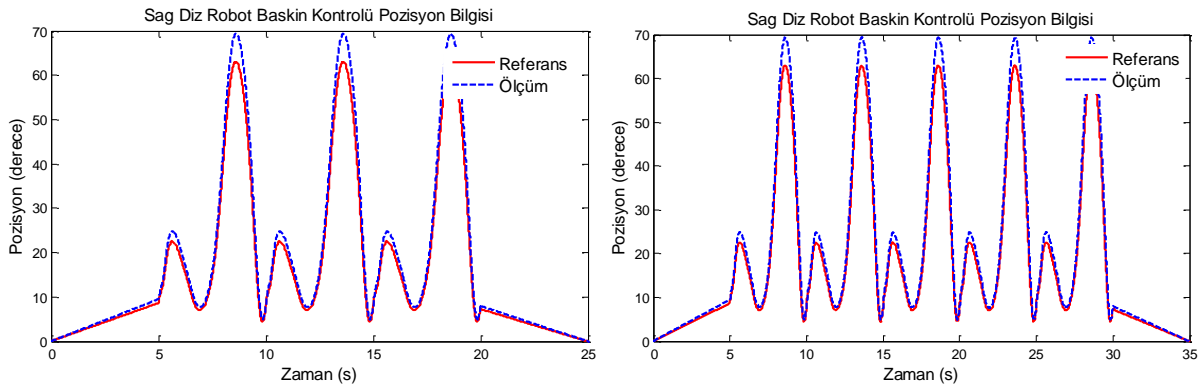
Şekil 4.101. Sol kalça pozisyon kontrol algoritması MATLAB® Simulink blok diyagramı

4.7.3. Robot Baskın Kontrol Uygulaması Sonuçları

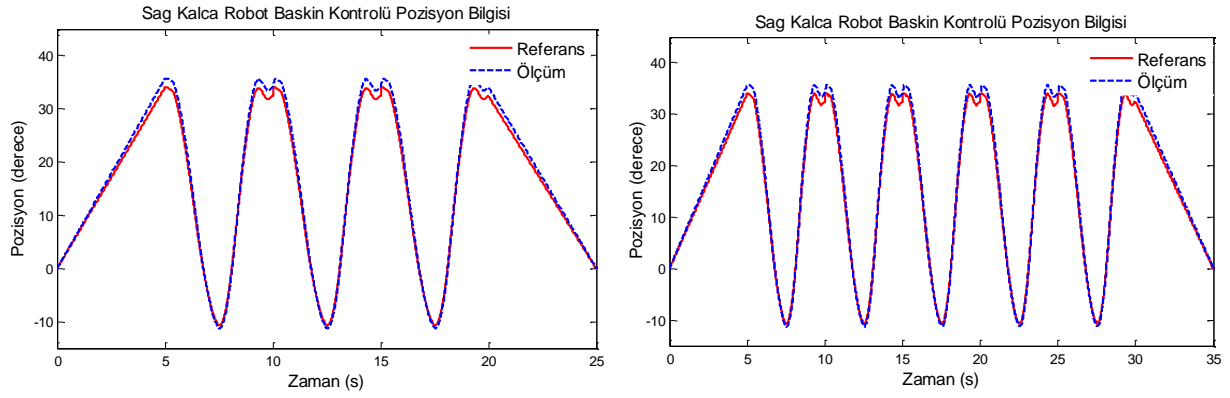
Sağ ayak bileği, diz ve kalça ve sol ayak bileği, diz ve kalça eklemi robot baskın kontrol uygulaması deney sonuçları sırasıyla Şekil 4.102, 4.103, 4.104, 4.105, 4.106 ve 4.107’de verilmiş olup, grafikler 3s ve 5s yürüme periyotları için verilmiştir. Deney sonuçları incelendiğinde, uygulanan kontrol algoritması ile her bir eklemden verilen referansı bozmadan takip edebilmekte olduğu anlaşılmaktadır. Şekillerde görüldüğü gibi, bazı bölgelerde referanstan uzaklaşmaların olduğu gözükmemektedir, bu da yürüme esnasındaki bozucu etkilerden (robot ve insan uzuvları ataletleri, yer rekasyon kuvvetleri vb.) kaynaklanmaktadır.



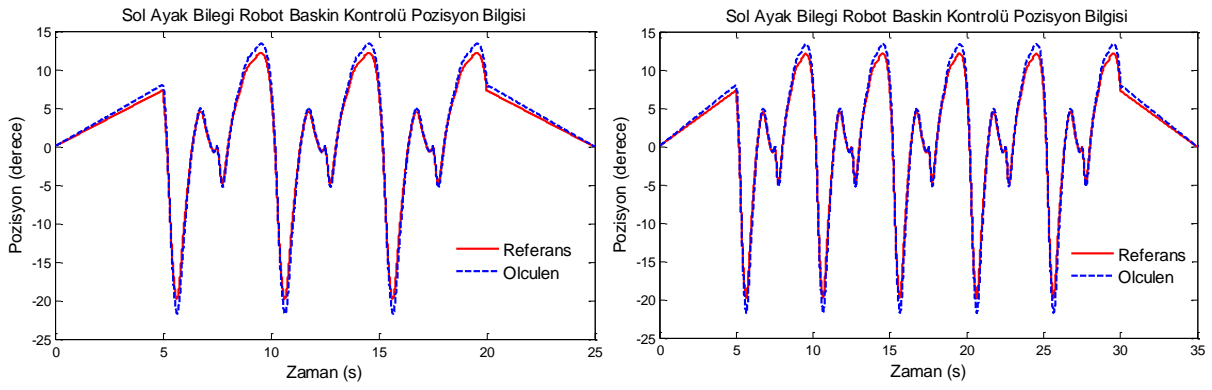
Şekil 4.102. Sağ ayak bileği robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri



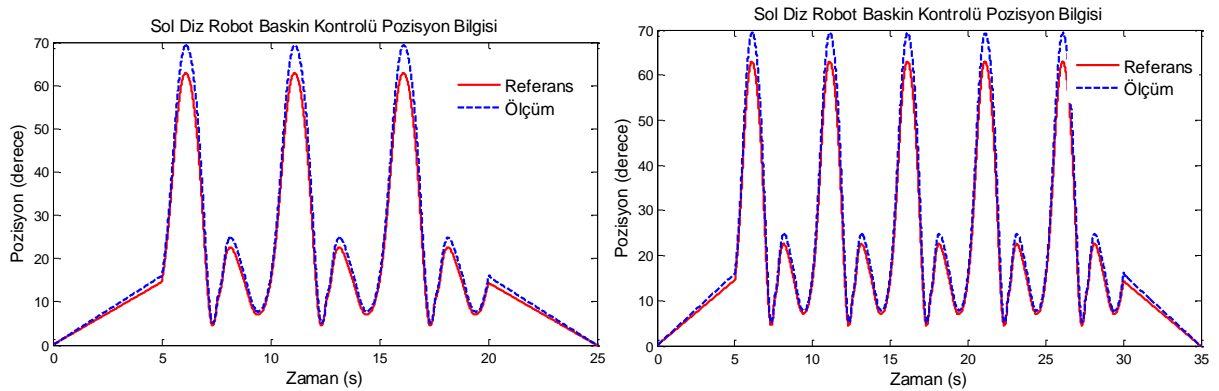
Şekil 4.103. Sağ diz robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri



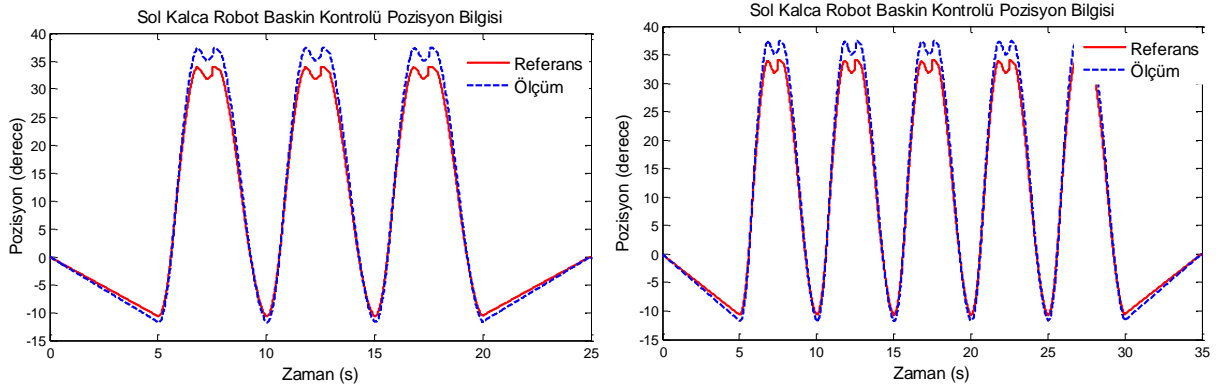
Şekil 4.104. Sağ kalça robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri



Şekil 4.105. Sol ayak bileği robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri



Şekil 4.106. Sol diz robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri



Şekil 4.107. Sol kalça robot baskın kontrolü deney sonuçları; 3 sn (soldaki) ve 5 sn (sağdaki) yürüme çevrimleri

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Son yıllarda ülkemizde ve Dünya’da inme vakalarının sayısının artması nedeni ile bu hastaların günlük yaşantılarına en kısa sürede dönebilmelerini sağlamak için robotik rehabilitasyona olan ilgi daha da artmaktadır. Dış iskelet robotlar robotik rehabilitasyonda en etkili olarak kullanılan teknolojik cihazların başında gelmektedir. Robotik rehabilitasyonun yanında sanayide ağır işlerde çalışan insanların ağır cisimleri daha az güç gereksinimi ile taşıyabilmeleri ya da savunma alanında bir askerin askeri teçhizatlar ile uzun mesafeleri daha az enerji sarfıyatı ile kat edebilmeleri için yine dış iskelet robotlar kullanılmaya başlanmıştır. Bütün bu nedenlerle dış iskelet robotlar gelecekte modern hayatın bir parçası olacağı çok açıktır. Bu nedenle Dünya’nın önde gelen üniversitelerinde dış iskelet robotların hem tasarım olarak hem de performans olarak en iyi seviyelere çıkarması için çalışmalar derinlemesine devam etmektedir.

Bir dış iskelet robotun kullanıcıya en iyi seviyede faydalı olabilmesi için insan kas-iskelet sisteminin davranışlarına en yakın performansı sergilemesi gerekmektedir. İnsan ve robot arasındaki bu biyomekanik davranış benzerlikleri kullanıcının robotu kendi üzerinde en kısa sürede benimsemesini sağlayacaktır, ayrıca biyomekanik davranış benzerlikleri robota esneklik, kararlılık ve enerji verimliliği gibi önemli özellikler kazandıracaktır. Bu da dış iskelet robotların tasarlanırken biyometetik olarak tasarlanmalarını gerekli kılmaktadır.

Bu projede, insan kas-iskelet sistemin biyomekanik davranışlarından esinlenilerek biyomimetik bir dış iskelet robotun tasarımı ve denetimi amaçlanmıştır. Proje kapsamında bu amaca yönelik olarak birçok alt çalışma yapılmıştır.

Proje kapsamında ilk olarak literatürde var olan bütün dış iskelet robotların ayrıntılı araştırması gerçekleştirilmiş, var olan tasarımlar ile ilgili literatür incelemesi şeklinde bir bölüm hazırlanmıştır. Bu literatür incelemesinde insan eklemlerinin biyomekanik davranışını tam anlamı ile sergileyebilecek bir dış iskelet robot tasarımının henüz gerçekleştirilmemiş olduğu sonucuna varılmıştır. Daha sonra, insan kas-iskelet sisteminin biyomekanik davranışının tam olarak anlaşılabilmesi için literatürde alt uzuvlarla ilgili var olan biyomekanik çalışmalar incelenmiştir ve proje raporunda bununla ilgili bir bölüm daha oluşturulmuştur.

Biyomekanik literatür araştırmaları alt uzuv eklemlerinden ayak bileği eklemının sertliğinin yürüme sırasında devamlı değiştiğini, diz ve kalça eklemlerinde ise sertlik değerinin neredeyse sabit kaldığını göstermiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda alt uzuv dış iskelet robot eklemlerinden, ayak bileğinin sertliği değiştirilebilir eyleyici olarak, diz ve kalça eklemlerinin ise sabit sertlikli eyleyici olarak tasarlanmasının biyomimetik bir tasarım için zorunlu olduğunu göstermektedir. Böylece, daha esnek ve insana benzer bir dış iskelet robot tasarımı elde edilebilecektir. Fakat bu yumuşak eyleyicilerin tek başına iki bacaklı robotlarda kullanılması iyi esnekliğe karşılık kötü bir kararlılık performansının verebileceği hemen görülebilmektedir. Alt uzuv dış iskelet robotlarda esnekliği artırırken aynı zamanda kararlılığı da arttırabilmek adına bu çalışmada yumuşak eyleyiciler ile birlikte sönümlemesi değiştirilebilir eyleyicilerin birlikte kullanılmasına karar verilmiştir. Böylece ayak bileğinde hem sertlik hem de sönümleme katsayıları, diz ve kalça eklemine ise sabit sertliğe karşılık sönümleme katsayısı istenildiği gibi değiştirilerek kararlı bir tasarım oluşturulmasına karar verilmiştir.

Proje çalışmalarının bir sonraki aşamasında, dış iskelet robotun eklemlerinde kullanmak amacı ile literatürde var olan bütün sertliği değiştirilebilir ve sabit sertlikli yumuşak eyleyici tasarımları incelenmiş ve bununla ilgili olarak da özet bir bölüm oluşturulmuştur. Literatürde var olan tasarımların irdelenmesinden yola çıkılarak bir yürüme çevriminde en enerji verimli tasarıma karar vermek adına benzetim çalışmaları yapılmıştır. Bu benzetim çalışmalarında ayak bileği eklemi için antagonistik, ön gerilmeli ve iletim oranı ile sertliği düzenlenen eyleyici tasarımları enerji verimliliği ve güç gereksinimi açısından karşılaştırılmış, iletim oranı ile sertliği düzenlenen

eyleyici tasarımının en enerji verimli tasarım olduğuna karar verilmiştir. Bu nedenle ayak bileği eklemi için iletim oranı ile sertliği düzenlenen özgün bir eyleyici tasarımı geliştirilmiştir. Diz ve kalça eklemi için ise literatürdekilere benzer bir seri elastik eyleyici tasarımı oluşturulmuştur. Bütün bu eyleyici tasarımları robotun alt uzuvları içine doğrusal olarak yerleştirilmiş ve böylece gereksiz yer kaplamayan kompakt tasarımlar oluşturulmuştur. Daha sonra da bu yumuşak eyleyiciler ile birlikte çalışacak ve eklemlerde sönümleme oranlarını istenildiği gibi ayarlayabilecek sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici tasarımlarına başlanmıştır. En küçük boyutlarda en yüksek sönümleme oranını verebilecek ve ayrıca cevap süresi en kısa olan sönümlemeyi değiştirmede kullanılabilecek en iyi tasarım Manyeto-Rheolojik (MR) frenlerdir. Ancak literatürde minimum boyutlarda maksimum sönümleme torklarını elde edebilmek adına birçok MR fren tasarımı çeşidi bulunmaktadır. Literatürdeki bu tasarımlar incelendiğinde en iyi olanının çok kutuplu MR fren tasarımı olduğuna karar verilmiştir. Bu tasarım üzerinde ilerleyerek çok kutuplu tasarım ile T-şekilli rotor konsepti birleştirerek literatürdekilerden daha üstün olan özgün bir MR fren tasarımı geliştirilmiştir.

Proje kapsamında gerçekleştirilen bir sonraki aşama ise bu eyleyicilerin bireysel ve karma halleri ile deneysel test edilmesi aşamasıdır. Bu deneysel çalışmalara sertliği değiştirilebilir eyleyicinin kuvvet kontrolü ve pozisyon kontrolü testleri ile başlanmıştır. Bu testler için bir deney düzeneği oluşturulmuştur. Bu deney düzeneğinde ilk olarak kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritması gerçekleştirilmiş ve verilen bir tork referansını cihazın ne kadar iyi takip edebildiğine bakılmıştır ve bu deneylerden tatmin edici sonuçlar alınmıştır. Bir sonraki aşamada ise sertliği değiştirilebilir eyleyicinin pozisyon kontrolü deneyleridir. Tasarımı yapılan sertliği değiştirilebilir eyleyici doğrusal olmayan bir fiziksel modele sahiptir. Ayrıca, dış iskelet uzuvları ters sarkaç modeline benzediği için yer çekimine karşı doğrusal olmayan bir özellik göstermektedir. Klasik kontrol yöntemi olarak bilinen PID kontrol bu doğrusal olmayan sistem için istenilen performansı üst düzeyde sağlayamayacağı bilinmektedir. Bu nedenle, bulanık mantık tabanlı ek kontrol algoritmaları geliştirilerek Bulanık PD, bulanık PD + PID ve bulanık PD + I şeklinde farklı karma kontrolcüler deneysel olarak farklı referans girişleri için karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalardan, yumuşak eyleyicilerden oluşan bir dış iskelet robot için en iyi pozisyon kontrol algoritmasının bulanık PD + PID kontrol algoritmasının olduğuna karar verilmiştir. Ancak bu kontrol yönteminde MR fren kullanılmamıştır ve görüldüğü gibi MR fren olmadığı takdirde iyi bir pozisyon kontrolü için karmaşık ve akıllı kontrol algoritmalarının kullanılması zorunlu olmaktadır. Daha sonra MR fren kendi başına bir dizi deneysel testlere tabi tutulmuş, geliştirilen MR frenin cevap süresine,

referans sönümlleme katsayısı takibine, pasif tork referansı takibine, enerji verimliliğine bakılmıştır ve tatminkâr sonuçlar alınmıştır. Bir sonraki aşamada ise sertliği ve sönümlmesi değiştirilebilir eyleyiciler birleştirilerek karma halde çok daha basit bir kontrol algoritması ile açık çevrim pozisyon kontrolü denenmiştir. Sadece sertlik ve sönüm katsayıları değiştirilerek sönümlleme oranı istenilen değerlere çekilip kararlı bir kontrolün gerçekleştirilebileceği bu deneylerle gösterilmiştir. Ancak bu karma eyleyicinin deneysel performansı sadece bir eklemden gösterilmiş olup bu algoritmanın bütün eklemlere uygulanması çok fazla zaman alıcı olması ve üzerinde daha uzun süreler çalışması gerektiği için bir gelecek çalışması olarak bırakılmıştır. Sertliği değiştirilebilir bir dış iskelet robot eklemine diğer bir konu robotun kullanıcıyı en iyi şekilde taklit edebilmesi için kullanıcının sertlik değerlerinin en iyi şekilde tahmin edilmesidir. Bu tahmin edilen sertlik değerlerinin sertliği değiştirilebilir eyleyiciye referans olarak gönderilmesi, sertliği değiştirilebilir eyleyicinin ise bu referansı takip ederek bir yandan eklem sertliğini ayarlarken diğer yandan da kuvvet geri beslemeli empedans kontrol ile cihazın denge konumunu kullanıcının denge konumuna çekebilmesi gerekmektedir. Bu kısım için EMG sensörü sinyali tabanlı, Myokin kas-iskelet modelini kullanarak bir sertlik tahmin çalışması yapılmıştır. Bunun için öncelikle, kullanıcının ayak bileği açılarına karşılık uyguladığı tork değerlerini ölçebilen bir test düzeneği inşa edilmiştir. Bu test düzeneğinde kullanıcı ayak bileğini pasif bir frene karşı hareket ettirmektedir, bu sırada kullanıcının ayağı ile uyguladığı tork, ayak bileği açısı ve buna karşılık ayak bileğini hareketinde baskın olan Tibialis Anterior (TA) ve Gastrocnemius (MG) kaslarından EMG verileri toplanmıştır. Bu EMG verileri farklı sinyal işleme tekniklerinden geçirilerek Myokin kas modeline uygulanmış, bilek torku ile EMG aktivasyon sinyalleri arasında ilişki kuran Myokin kas modeli üzerinde Myokin modeline ait biyomekanik parametrelerin optimizasyon yöntemleri ile kestirimi sağlanmıştır. Bu parametrelerin kestirimi sonrasında artık EMG sinyalleri okunarak o kullanıcının ayak bileği sertlik değerleri kestirilebilmektedir. Daha sonra da bu modeller kullanılarak EMG tabanlı sertlik kestirimi cihaza gerçek zamanlı referans olarak gönderilmiş, cihazın bir yandan bu referans sertliği takip etmesi sağlanmış bir yandan da kuvvet geri beslemeli empedans kontrol ile cihazın denge konumunun kullanıcının ayak bileği açısını takip etmesi sağlanmıştır. Bu deney sonuçlarından, cihazın sertlik değerlerini ayarlarken kullanıcıya önemli ölçüde direnç göstermediği anlaşılmaktadır. Dolayısı ile bu uygulamadan da tatminkâr sonuçlar alınabilmektedir. Ancak, kullanıcı bu uygulamada uzun süre tutulduğunda kas yorulmaları başlamakta, istenmeyen sonuçlar oluşabilmektedir. Ayrıca EMG sensörlerinin her sökölüp takılışında aynı yerin tutturulamaması nedeni ile kas modeli parametrelerinin her seferinde yeniden kalibre edilmesi gerekmektedir. EMG tabanlı kontrol çalışmalarında maalesef buna

benzer sıkıntılar yaşanmaktadır. EMG sensörü setinden laboratuvarımızda sadece bir tane olması ve yukarıda bahsettiğimiz uygulama sıkıntılarından dolayı EMG tabanlı sertlik kontrolü çalışması sadece bir eklemden gerçekleştirilmiş, bunun bütün eklemlerde uygulanmasına dair çalışmalar bir gelecek çalışması olarak bırakılmıştır.

Bütün sertliği değiştirilebilir ve sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler ve bunların birleşimi olan karma eyleyiciler bireysel olarak test edildikten sonra dış iskelet robotun bir bütün olarak tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Cihazın bütün olarak tasarımı aşamasında kritik parçalar için çelik ve alüminyum serisi malzemeler, kritik olmayan kısımlar için ise kestamid malzemeler tercih edilmiştir. Böylece ağırlık çok arttırılmadan kompakt bir tasarım elde edilmeye çalışılmıştır. Bu doğrultuda bütün bir bacak (bütün sensörler, motorlar, ekipmanlar dâhil) 6,5 kg olup, sırt kısmı dahil bütün dış iskelet robot ise 17 kg olarak imal edilmiştir. Dış iskeletin bütün olarak tasarımında her bir eklemden sağlanması gereken tork ve hız değerlerine yönelik bazı benzetim çalışmaları yapılmış ve motor seçimleri bu benzetim sonuçları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. İlk tasarım oluşturulduktan sonra, üretime geçiş yapmadan önce sonlu elemanlar gerilme analizleri yapılmış, kritik parçalarda güncellemeler yapılmış, daha sonrasında parça üretimlerine başlanmıştır. Üretilen parçalar montajı gerçekleştirildikten sonra MR frenlerin birer kompakt versiyonları her eklem için ayrı ayrı üretilmiş, bu MR frenler her ekleme ayrı ayrı adapte edilmiştir. Son olarak robotun kullanıcıya konforlu bir şekilde giydirilebilmesi için medikal yelekler ve kelepçeler üretilmiş ve cihaza montajlanmıştır. Üretilmiş olan bu dış iskelet robotun önemli olan diğer bir avantajı ise medikal bağlantılar ile yani kullanıcı ile robot arasında her bir uzuv için ayrı ayrı kuvvet sensörlerinin yerleştirilmiş olmasıdır. Bu özellik cihaza her eklemden ayrı ayrı kuvvet geri beslemeli kontrol kabiliyeti kazandırmaktadır.

Bu çalışmanın son aşaması dış iskelet robotun bir bütün olarak kontrolünün denenmesi aşamasıdır. Bu aşama için kontrol çalışmaları iki kısma ayrılmıştır; bunlar, kullanıcı baskın kontrol ve robot baskın kontrol kısımlarıdır. Kullanıcı baskın kontrolde, hareketler kullanıcı tarafından verilmekte, robot ise kullanıcıyı takip etmektedir. Yani burada robotun kullanıcıyı takip ederken kullanıcıya ne kadar az direnç göstereceğine bakılmıştır. Bunun için ilk olarak MATLAB® Simmechanics ortamında hem iki boyutlu bir insan modeli oluşturulmuş hem de iki boyutlu bir dış iskelet robot modeli insana giydirilmiştir. Burada iki boyutlu model kullanmak işleri kolaylaştırmaktadır; ancak üç boyutlu model kullanmamanın, gerçek uygulamada yanal hareketlerin sebep olacağı kuvvetlerin tahmin edilememesine, bu nedenle de gerçek deneylerde

etkili kontrolün sağlanamamasına sebep olabilecektir. Fakat yine de daha hızlı olabilmek adına modellemeler iki boyutta yapılmıştır, uygulamada problem çıkarsa o zaman üç boyuta geçiş yapılabileceği düşünülmüştür. Bu çalışmada robot ile ilgilenildiğinden, insan modeli için aslında literatürde var olan hazır bir çalışma kullanılmıştır. Bu hazır çalışmada insan benzeri bir sinir kas sistemi modellemesi yapılmış, insan yürüyüşü bu model aracılığı ile biyomimetik olarak gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada yapılan ise insan ile robot arasındaki bağlantı noktalarına yerleştirilen kuvvet sensörleri ile her robot eklemi için referans tork bilgileri oluşturularak, robotun insan üzerine uygulayacağı direncin azaltılıp azaltılamadığını göstermektedir. Bu benzetim çalışması sonuçlarına bakıldığında robot kontrol edilmez iken insan modeli birkaç adım yürüdükten sonra yürüyüşe devam edemeden düşmektedir. Kuvvet kontrolü uygulandığında ise robotun kullanıcıya uyguladığı dirençler makul değerlere düşürülerek insan modelinin düşmeden yoluna devam ettiği görülmüştür. Böyle bir kullanıcı baskın kontrol yaklaşımı sanal ortamda denendikten ve olumlu sonuçlar alındıktan sonra benzer bir uygulama gerçek cihaz insan üzerine giydirilerek aynı kontrol tekniği deneysel olarak denenmiştir. Kullanıcıdan, üzerinde robot var iken, olduğu yerde eklemlerini sırası ile ve rasgele hareket ettirmesi istenmiştir. Bu deney her eklemden kontrol var iken ve bir de kontrol yok iken gerçekleştirilmiştir. Her iki durumda da etkileşim torkları cihaz üzerinde bulunan kuvvet sensörleri ile ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Bu deneysel sonuçlardan kuvvet kontrolünün robotun insan üzerine uyguladığı direnci önemli ölçüde azalttığı görülmüştür. Dış iskelet robotun bütün olarak denenmesi aşasında ikinci kısım ise robot baskın kontrol kısmıdır. Bu kısımda kullanıcının yürüme fonksiyonlarını gerçekleştiremediği varsayılmaktadır. Aslında bu uygulama bir nevi alt uzuvları felçli kişiyi yürütme çalışmasıdır. Bu uygulamada kullanıcıdan, robot üzerinde iken yürüyemeyen kişi gibi davranmasını, ancak yürüme yolundaki destek korkuluklarından destek alması ve böylece dengeyi kolları ile sağlaması istenmiştir. Robotun her ekleminde ise literatürden bulunan biyomekanik yürüme eklem açıları referans olarak kullanılarak, daha önce en iyi pozisyon kontrol algoritması olarak belirlenmiş olan bulanık PD + PID pozisyon kontrol algoritması uygulanmış ve robotun kullanıcı içinde iken yürümesi sağlanmıştır. Bu sırada referans eklem açıları ile her eklemden ölçülen eklem açıları aynı grafikte gösterilmiştir. Bu grafiklerden, eklem açılarının referanstan çok az miktardaki sapmalar ile istenildiği gibi kontrol edilebildiği anlaşılmıştır. Daha önce de belirtildiği gibi denge, kullanıcının yürüme yolundaki korkuluktan aldığı destek aracılığı ile sağlanmaktadır, robot sadece yürüme işlemini gerçekleştirmektedir. Geliştirilen dış iskelet robotun hem dengeyi kurup hem de yürüme işlemini gerçekleştirmesi çok daha yoğun bir çalışma gerektirmesinden dolayı denge çalışması bir gelecek çalışması olarak bırakılmıştır.

Sonuç olarak, bu projede kapsamlı bir biyomimetik dış iskelet robotunun tasarımı gerçekleştirilmiş ve bu geliştirilen dış iskelet robotun kontrol açısından performansı bir dizi deneysel çalışma ile sunulmuştur. Gerçekleştirilen bu proje çok kapsamlı ve yoğun bir proje olması nedeni dış iskelet robotun performans iyileştirmesine yönelik çalışmalara gelecekte de devam edecektir.

Öneriler

Söz konusu proje ile ilgili ileride yapılabilecek çalışmalar aşağıda maddeler halinde belirtilmiştir:

- Proje kapsamında, sertliği değiştirilebilir eyleyici ve sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciden oluşturulan karma eklemden sönümleme oranının ayarlanması ile açık çevrim pozisyon kontrolü tek bir eklemden uygulanmıştır. Buna benzer bir algoritmanın her eklemden birden uygulanarak robotun bütününe kararlılığının iyileşmesine yönelik çalışmalar devam edecektir.
- Proje kapsamında iki boyutlu olarak gerçekleştirilen MATLAB® Simmechanics modelleri üç boyutlu olarak güncellenerek insan-dış iskelet robot etkileşimi için daha kapsamlı benzetim çalışmaları yapılacaktır.
- EMG tabanlı sertlik kontrolü çalışması sadece bir eklemden gerçekleştirilmiştir ve kullanıcının kas yorulmaları nedeni ile sertlik kontrolü çalışması bir süre sonra etkisini yitirmektedir, bununla birlikte EMG sensörlerinin her sıklıkla takılmasında biyomekanik model parametreleri baştan kalibre edilmek zorundadır. İleride çevrimiçi bir kalibrasyon metodu geliştirilerek kas yorulmalarına bağlı parametrelerin kalibrasyonlarının ek deney düzeneğine gerek kalmadan dış iskelet robot üzerinde gerçek zamanlı yapılmasını sağlanarak bu çalışmanın her eklemden birden gerçekleştirilmesi üzerinde çalışılacaktır.
- İnsan baskın kontrol deneyleri kullanıcı yürürken değil, kullanıcı bulunduğu yerdeyken bir bacağını kaldırarak her eklemi sıra ile ve diğerlerinden bağımsız olarak hareket ettirmesi sırasında yapılmıştır. Yürüme aşamasında kuvvet sensörleri birbirinden etkilenmektedir. Gelecekte, kuvvet sensörlerinin yürüme sırasında birbirinden etkilenmelerini de hesaba

katarak, bu etkiyi ortadan kaldıran daha kapsamlı bir kullanıcı baskın kontrol algoritmasının geliştirilmesi planlanmaktadır.

- Robot baskın kontrol çalışmalarında robot kullanıcıyı yürütürken dengenin sağlanması yürüme yolundaki destek korkuluklarından kullanıcının elleri ile destek alması ile sağlanmaktadır. İleride hem denge hem de yürüme işlevlerinin robot tarafından yapılmasını sağlayacak şekilde kontrol çalışmalarına devam edilecektir.
- Sağlık Bakanlığından Etik Onay Belgesinin alınması ile geliştirilen robotun felçli hastalar üzerinde denenmesine yönelik gelecekte felçli hastalar üzerinde uygulamalı çalışmaların yapılması planlanmaktadır.
- Dış isket robotun kontrolüne ait bütün deneyler kullanıcının düz bir zeminde yürüme hareketi için gerçekleştirilmiştir. Merdiven çıkma, merdiven inme, yokuş çıkma ve yokuş inme gibi hareketler için kontrol çalışmaları gelecekte devam edilecektir.

KAYNAKLAR

Ahn, Y.K., Yang, B.S., Ahmadian M. And Morishita S. 2005. "A small-sized variable-damping mount using magnetorheological fluid. Journal of Intelligent Material Systems and Structures", cilt 16: sf 127–33.

Ansys Maxwell, 2013, Available: www.ansys.com.

Argo Medical Technologies, 2011, Available: <http://www.argomedtec.com/>.

Ashour, O., Rogers, C. A. and Kordonsky, W. 2010. "Magnetorheological fluids: materials, characterization and devices", Journal of Intelligent Material Systems and Structures. Cilt 7: sf. 123.

Avraam, M., Horodinca, M., Romanescu, I., and Preumont, A. 2010. "Computer controlled rotational MR-brake for wrist rehabilitation device", Journal of Intelligent Materials Systems and Structures, cilt 21: sf 1543–57.

Bishop, R. H. 2008. "Mechatronic Systems, Sensors, and Actuators: Fundamentals and Modeling" [Book], Texas, Austin: CRC Press.

Bouri, M., Stauffer, Y. and Schmitt, C., et al. 2006. "The walktrainer: a robotic system for walking rehabilitation", In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Kunming-China, pp. 1616-1621.

Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P. and Ferrarin, M. 2010. "A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects", Gait and Posture, Vol: 33 pp.6-13.

Catalano, M., Grioli, G., Garabini, M., Bonomo, F., Mancini, M., Tsagarakis, N. and Bicchi, A. 2011. "VSA-CubeBot: a modular variable stiffness platform for multiple degrees of freedom robots", IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2011), 5090-5095.

Choi, S.B., Song, H.J., Lee, H.H., Lim, S.C., Kim, J.H. and Choi, H.J. 2003. "Vibration control of a passenger vehicle featuring magnetorheological engine mounts", International Journal of Vehicle Design, cilt 33: sf 2–16.

Chu, A., Kazerooni, H. and Zoss, A. 2005. "On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)", Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain, April.

Colombo, G., Jorg, M. and Dietz, V. 2000. "Driven Gait Orthosis to do Locomotor Training of Paraplegic Patients", Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Vol. 4, pp. 3159-3163, Chicago, Illinois.

Crenna, P. and Frigo, C. 2011. "Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects", Human Movement Science 30: 1185–1198.

- Dempster, W. T., Gabel, W. C. and Felts, W. J. L. 1959. "The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects", *American Journal of Physical Anthropology*, cilt 17: sf. 289–317.
- Drillis, R. and Contini, R. 1966. "Body Segment Parameters", Rep. 1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, New York.
- Du, H.P. Sze, K.Y. and Lam, J. 2005. "Semi-active H-infinity control of vehicle suspension with magneto-rheological dampers", *Journal of Sound and Vibration*, cilt 283: sf 981–96.
- Duindam, V. and Stramigioli, S. 2005. "Optimization of mass and stiffness distribution for efficient bipedal walking," in *Proc. Int. Symp. Nonlinear Theory and Its Applications*, pp. 481–484.
- Dumas, R. and Cheze, L. 2008. "Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: An analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity", *Gait & Posture* 28: 243–250.
- Dyke, S.J, Spencer, B.F. Sain, M.K. and Carlson, J.D. 1996. "Modeling and control of magnetorheological dampers for seismic response reduction", *Smart Material Structures*, cilt 5: sf 565–75.
- Els, P.S. and Holman, T.J. 1999. "Semi-active rotary damper for a heavy off-road wheeled vehicle", *Journal of Terramechanics*, cilt36: sf. 51–60.
- Farjoud, A., Vahdati, N., and Fah, Y.F. 2008, "MR-fluid yield surface determination in disc-type MR rotary brakes", *Smart Mater Struct*, 17:035021.
- Farris, D. J. and Sawicki, G.S. 2012. "Linking the mechanics and energetics of hopping with elastic ankle exoskeletons", *J Appl Physiol*. 113(12): 1862–1872.
- Ferris, D. and Lewis, C. 2009. "Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control", *EMBC Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2119–2124.
- Freivogel, S., Mehrholz, J., Husak-Sotomayor. T.A. and Schmalohr, D. 2008. "Gait training with the newly developed "LokoHelp"-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury", A feasibility study. *Brain Inj* ; 22: 625–632.
- Freivogel, S., Schmalohr, D. and Mehrholz, J. 2009. "Improved Walking Ability and Reduced Therapeutic Stress with An Electromechanical Gait Device", *J Rehabil Med* ; 41: 734–739.
- Geyer, H., Herr, H.M. 2010. "A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities". *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 18(3): 263-273.
- Giorgetti, A., Baldanzini, N., Biasiotto, M. and Citti, P. 2010. "Design and testing of a MRF rotational damper for vehicle applications", *Smart Materials and Structures*, cilt 19:065006.

- Gunther, M. and Blickhan, R. 2002. "Joint stiffness of the ankle and the knee in running", *Journal of Biomechanics* 35: 1459–1474.
- Hollander, K. and Sugar, T. 2004. "Concepts for compliant actuation in wearable robotic systems," in *Proc. US-Korea Conf. Science, Technology and Entrepreneurship (UKC'04)*, vol. 128, pp. 644–650.
- Hollander, K., Sugar, T. and Herring, D. 2005. "Adjustable robotic tendon using a "jack spring"," in *Proc. 9th Int. Conf. Rehabilitation Robotics (ICORR'05)*, June–July, pp. 113–118.
- Hortoba'gyi, T., Herring, C., Pories, W.J., Rider, P. and DeVita, P. 2011. "Massive weight loss-induced mechanical plasticity in obese gait", *Journal of Applied Physiology* 111: 1391–1399.
- <http://papapostolou.gr/product/PhysicalTherapyEquipment/ReoAmbulator>, 2007.
- Huang, J, Zhang, J.Q, Yang, Y. and Wei, Y.Q. 2002. "Analysis and design of a cylindricalmagneto-rheological fluid brake", *J Mater Process Technol*, 129:559–62.
- Hurst, R. W., Chestnutt, J. and Rizzi, A. 2004. "An actuator with mechanically adjustable series compliance," *Carnegie Mellon Univ., USA, CMU-RI-TR-04-24*.
- Imaduddin, F., Mazlan, S. A., Zamzuri, H. 2013. "A design and modelling review of rotary magnetorheological damper", *Materials & Design*, Volume 51, October 2013, Pages 575–591.
- Jafari, A., Tsagarakis, N, Vanderborght, B. and Caldwell, D. 2010. "A novel actuator with adjustable stiffness (AwAS)", in: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2010)*, pp. 4201–4206.
- Jafari, A., Tsagarakis, N. and Caldwell, D. 2011. "AwAS-II: A new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio", in: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4638–4643.
- Karakoc, K, Park, E.J and Suleman, A. 2008. "Design considerations for an automotive magnetorheological brake", *Mechatronics; cilt 18: sf 434–47*.
- Karmel, A.M. 1987. "Modeling and analysis of the dynamics of a variable-displacement vane-pump with a pivoting cam", *American Control Conference*, sf 1549–55.
- Kawamoto, H. and Sankai, Y. 2002. "Power assist system hal-3 for gait disorder person", In *Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs*, London-UK, pp. 196-203.
- Kawase, T., Kambara, H. and Koike, Y. 2012. "A Power Assist Device Based on Joint Equilibrium Point Estimation from EMG Signals", *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.24 No.1, pp. 205-218.
- Kielan, P., Kowol, P. and Pilch, Z. 2011. "Conception of the electronic controlled magnetorheological clutch", *Przeglad Elektrotechniczny*, cilt 87: sf 93–5.

Kikuchi, T. And Kobayashi, K. 2011. "Design and development of cylindrical MR fluid brakewith multi-coil structure", Journal of System Design and Dynamics, cilt 5: sf 1471–84.

Khosla A., Leena, G., Soni M. K., 2013. "Performance Evaluation of various Control Techniques for Inverted Pendulum", International Journal of Engineering Research and Applications (IJERA), Vol. 3, Issue 4, pp.1096-1102.

Lampe, D. and Grundmann, R. 2000. "Transitional and solid state behaviour of a magnetorheological clutch", Proceeding Actuator (Germany).

Leicht, Z., Urreta, H., Sanchez, A., Agirre, A., Kuzhir, P. and Magnac, G. 2009. "Theoretical and experimental analysis of MR valve", Journal of Physics.: Conf. Ser. 149 012070.

Li, W.H. and Du, H. 2003. "Design and experimental evaluation of a magnetorheological brake", International Journal of Advanced Manufacturing Technology, cilt 21:sf 508–15.

Liu, B., Li W.H., Kosasih, P.B. and Zhang, X.Z. 2006. "Development of an MR-brake-based haptic device", Smart Materials and Structures, cilt 15:1 sf 960–6.

Lord Technical Data, 2012. MRF-122EG Magneto-Rheological Fluid, www.lord.com.

Migliore, S.A., Brown, E.A. and DeWeerth, S.P. 2005. "Biologically inspired joint stiffness control," in Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA'05), Apr., pp. 4519–4524.

Morita, T. and Sugano, S. 1995. "Development of a new robot joint using a mechanical impedance adjuster," in Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA'95), May., vol. 3, pp. 2469–2475.

Motorica Therapy with Robotic Touch, 2013, Available: <http://motorika.com/reoambulator/>

Muratoğlu Y., Alkaya A., 2014. "Kalman Filtresi ile LQR ve PI Denetleyicilerin DC Motor Sistemine Uygulanması", Elektrik-Elektronik-Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu, Bursa.

Naito, H., Akazawa, Y., Tagaya, K., Matsumoto, T. and Tanaka, M. 2009. "An ankle-foot orthosis with a variable-resistance ankle joint using a magnetorheological-fluid rotary damper", Journal of Biomechanical Science and Engineering, cilt 4: sf 182–91.

Nam, Y.J, Moon, Y.J. and Park, M.K. 2007. "Performance improvement of a rotary MR fluidactuator based on electromagnetic design", Journal of Intelligent Materials Systems and Structures, cilt 19: sf 695–705.

Nam, T.H. and Ahn, K.K. 2009. "A new structure of a magnetorheological brake with the wave form boundary of a rotary disk", Smart Materials and Structures; cilt 18:115029.

Nam, T.H. and Ahn, K.K. 2009. "New approach to designing an MR brake using a small steel roller and MR fluid", Journal of Mechanical Science and Technology, cilt 23: sf 1911–23.

Neelakantan, V.A. and Washington, G.N. 2005. "Modeling and reduction of centrifuging in magnetorheological (MR) transmission clutches for automotive applications", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, cilt 16: sf 703–11.

Nguyen, Q.H. and Choi, S.B. 2010. "Optimal design of an automotive magnetorheological brake considering geometric dimensions and zero-field friction heat", *Smart Materials and Structures*, cilt 19:115024.

Nguyen, P.B. and Choi, S.B. 2011. "A new approach to magnetic circuit analysis and its application to the optimal design of a bi-directional magnetorheological brake", *Smart Materials and Structures*, cilt 20:125003.

Nguyen, Q.H., Nguyen, P.B. and Choi, S.B. 2011. "Optimal design of a hybrid MR brake for haptic wrist application", In: *Active and Passive Smart Structures and Integrated Systems*, San Diego (CA): SPIE; 2011. sf 797718.

Nguyen, T.M., Ciocanel, C., Elahinia, M.H. 2012. "A squeeze-flow mode magnetorheological mount: design, modeling, and experimental evaluation", *Journal of Vibration and Acoustics*, sf 134.

Nguyen, Q.H, Choi, S.B. 2012. "Selection of magnetorheological brake types via optimal design considering maximum torque and constrained volume", *Smart Materials and Structures*, cilt 21:015012. Online at stacks.iop.org/SMS/21/015012.

Nguyen, Q.H, Choi, S.B. 2012. "Optimal design of a novel hybrid MR brake for motorcycles considering axial and radial magnetic flux", *Smart Materials and Structures*, cilt 21:055003.

Ogata, K., 2010. *Modern Control Engineering*. ISBN: 0136156738, Prentice Hall.

Orosco, E.C., Lopez, M.N. and Sciascio, F. 2013. "Bispectrum-based features classification for myoelectric control", *Biomedical Signal Processing and Control*, 8, 153-168.

Rabinow, J. 1948. "The magnetic fluid clutch", *Transmission American Institute of Electrical Engineering*, cilt 67: sf 1308–15.

Rabinow, J. 1951. "Magnetic fluid torque and force transmitting device", US Patent 2.575.360.

Park, E.J. Stoikov, D, da Luz, L.F, Suleman, A. 2006. "A performance evaluation of an automotive magnetorheological brake design with a sliding mode controller", *Mechatronics*, cilt 16: sf 405–16.

Park, E.J. da Luz, L.F. Suleman, A. 2008. "Multidisciplinary design optimization of an automotive magnetorheological brake design", *Computers and Structures*, cilt 86: sf 207.

Parlak, Z., Engin, T., Ari, V., Sahin, I., Calli, I. 2010. "Geometrical optimization of vehicle shock dampers with magnetorheological fluid", *International Journal of Vehicle Design*, cilt 54: sf 371–92.

Perry, J. 1992. "Gait Analysis: Normal and Pathological Function" [Book Section]. - New Jersey: SLACK Inc.

Phinyomark, A., Phukpattaranont, P. and Limsakul, C. 2012. "Feature reduction and selection for EMG signal classification", *Expert Systems with Applications*, 39, 7420-7431.

Rose, J. and Gamble, J. 2006. "Human Walking, 3rd Edition"[Book]. - [s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins.

Pratt, G. A. and Williamson, M. M. 1995. "Series elastic actuators," in *Proc. IEEE Int. Workshop on Intelligent Robots and Systems (IROS'95)*, Pittsburg, USA, pp. 399–406.

Sapinski, B. and Bydon, S. 2003. "Application of magnetorheological fluid brake to shaft position control in induction motor AMAS", *Workshop on Smart Materials and Structures (Jadwisin)* sf 169–80.

Schiavi, R., Grioli, G., Sen, S. and Bicchi, A. 2008. "VSA-II: A novel prototype of variable stiffness actuator for safe and performing robots interacting with humans", in: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2008)*, pp. 2171–2176.

Senkal, D. and Gurocak, H. 2009. "Compact MR-brake with serpentine flux path for haptics applications", In: *Third joint Eurohaptics conference and symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems*, Salt Lake City, UT, USA, IEEE; 2009. sf 91–6.

Shamaei, K. and Dollar, A. 2011. "On the Mechanics of the Knee During the Stance Phase of the Gait", *IEEE- International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*.

Shamaei, K., Sawicki, G.S. and Dollar, A.M. 2013. "Estimation of Quasi-stiffness of the Human Hip in the Stance Phase of Walking", *PLoS ONE* 8(12), e81841.doi, 10.1371/Journal.pone.0081841.

Shamaei, K., Sawicki, G.S. and Dollar, A.M. 2013. "Estimation of Quasi-stiffness of the Human Knee in the Stance Phase of Walking", *PLoS ONE* 8(3), e59935.doi, 10.1371/Journal.pone.0059993.

Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M. 2013. "Estimation of Quasi-stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking", *PLoS ONE* 8(3), e59935.doi, 10.1371/Journal.pone.0056635.

Shamaei, K., Napolitano, P., Dollar, A. 2013. "A Quasi-Passive Compliant Stance Control Knee-Ankle-Foot Orthosis", *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Seattle.

Shiao, Y., Nguyen, Q.A. and Zang, Z. 2015. "Design and experiment of a new magnetoreological brake", *International Journal of Applied Electromagnetics and mechanics*, vol 48 pp 309-326.

Shiao, Y. ve Nyugen, Q. A. 2013, "Development of a multi-pole magnetorheological brake", *Samart Materials and Structures*, Vol: 22, Number 6.

Shin, D., Kim, J., and Koike, Y. 2009. "A Myokinetic Arm Model for Estimating Joint Torque and Stiffness From EMG Signals During Maintained Posture", *J Neurophysiol*, 101: 387–401, pp.387-401.

Skinner, S., Antonelli, D., Perry, J. and Lester, D. 1985. "Functional demands on the stance limb in walking", *Orthopedics*, 8: 355–361.

Sukhwani, V.K. and Hirani, H. 2008. "Design, development, and performance evaluation of high-speed magnetorheological brakes", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, cilt L222: sf 73–82.

Şenol H., 1999. "Bulanık Mantık Temelli Kayma Kipli Kontrol", İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.

Thompson, D.F. and Kremer, GG. 1997. "Quantitative feedback design for a variable displacement hydraulic vane pump", *cilt 2*: sf 1061–5.

Tonietti, G., Schiavi, R. and Bicchi, A. 2005. "Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction", *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, Spain pp. 526–531.

Tse, T. and Chang, CC. 2004. "Shear-mode rotary magnetorheological damper for smallscale structural control experiments", *Journal of Structural Engineering – ASCE*, cilt 130: sf 904–11.

Van Ham, R., Van Damme, M., Verrelst, B., Vanderborght B. and Lefeber D. 2007. "MACCEPA, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: A 3DOF joint with 2 independent compliances", *Int. Appl. Mech.*, vol. 4, pp. 130–142, Apr.

Van Ham, R., Vanderborght, B., Van Damme, M., Verrelst, B. and Lefeber, D. 2007. "MACCEPA, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: Design and implementation in a biped robot," *Robot. Autonom. Syst.*, vol. 55, no. 10, pp. 761–768.

Vanderborght, B., Tsagarakis, N., Van Ham, R., Thorson, I. and Caldwell, D. 2009. "Maccepa 2.0: compliant actuator used for energy efficient hopping robot", *Autonomous Robots*, 1–11.

Vanderborght, B., Albu-Schaeffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Cald-well, D., Carloni, R., Catalano, M., Ganesh, G., Garabini, M., Grioli, G., Haddadin, S., Jafari, A., Laffranchi, M., Lefeber, D., Petit, F., Stramigioli, S., Grebenstein, A., Tsagarakis, N., Van Damme, M., Van Ham, R., Visser, L. and Wolf, S. 2012. "Variable impedance actuators: Moving the robots of tomorrow", in: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2012)*.

Veneman, J. F., Menger, J., Van Asseldonk, E. H.F., Van der Helm, F.C.T., and Van der Kooij, H. 2007. "Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics," *Gait & Posture*.

Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E.E.G., Ekkelenkamp, R., E., Van Asseldonk, E.H.F., and Van der Kooij, H. 2007. "Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, pp. 379-386.

Verrelst, B., Van Ham, R., Vanderborght, B., Daerden, F. and Lefeber, D. 2005. "The pneumatic biped LUCY actuated with pleated pneumatic artificial muscles," *Autonom. Robots*, vol. 18, no. 13, pp. 201–213.

Wang, R. and Huang, H. 2010. "An Active-Passive Variable Stiffness Elastic Actuator for Safety Robot Systems", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.18-22, Taiwan.

Whittle, M. W. 2003. "Gait analysis: an introduction", 4th Edition. Heidi Harrison.

Winter, D. A. 1984. "Kinematic and Kinetic Patterns in Human Gait: Variability and Compensating Effects", Human Movement Science, cilt 3: sf. 51–76.

Winter, D. 1991. "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait :Normal, Elderly and Pathological", Waterloo, Ont.: University of Waterloo Press., 143 p.

Winter, D. 2005. "Biomechanics and motor control of human movement", John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey.

Wolf, S. and Hirzinger, G. 2008. "A new variable stiffness design: Matching requirements of the next robot generation," in accepted at ICRA 2008: IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2008).

Zhen, Z., Zhen, W., Songli, Y., Yanan, Z. and Jinwu, Q. 2008. "Research On Control of an Exoskeletal Ankle With Surface Electromyography Signals", The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp. 1301-1304.

Zhou, W., Chew, CM., and Hong, GS. 2007. "Development of a compact double-disk magnetorheological fluid brake", Robotica, cilt 25: sf 493–500.

Zhu, C. 2005. "Dynamic performance of a disk-type magnetorheological fluid damper under AC excitation", Journal of Intelligent Materials Systems and Structures, cilt 16: sf 449–61.

Zoss, A., Kazerooni, H. and Chu, A. 2005. "On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," pp. 3465-3472.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Yrd. Doç. Dr. ÖZGÜR BAŞER
Proje No:	213M297
Proje Başlığı:	Biyomimetik Bir Alt Uzun Dış İskelet Robotun Tasarımı Ve Denetimi
Proje Türü:	3501 - Kariyer
Proje Süresi:	36
Araştırmacılar:	ERGİN KILIÇ, UMUT TİLKİ
Danışmanlar:	SENİH GÜRSES
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	SÜLEYMAN DEMİREL Ü. MÜHENDİSLİK F. MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	15/04/2014 - 15/04/2017
Onaylanan Bütçe:	329020.0
Harcanan Bütçe:	199771.8
Öz:	<p>Dış iskelet robotlar, insan uzuvları ile etkileşim halinde çalışan, giyilebilir elektromekanik yapılardır. Bu robotlar, yürüme engeli olan ya da yaşlı kişilerde yardımcı uzuv, felçli kişilerde rehabilitasyon ve sağlıklı insanlarda güç artırımı amacı ile kullanılmaktadır. Bu projede, insan vücudu eklemlerinin biyomekanik davranışlarından esinlenilerek enerji verimli, kararlı, güvenli, esnek ve kullanıcı ile uyumlu bir alt uzun dış iskelet robotun biyomimetik tasarımı ve denetimi gerçekleştirilmiştir.</p> <p>İnsan vücudunun kas-iskelet sistemi, bağlı bulundukları eklemlerde sertlik ve sönümlemeyi devamlı değiştirerek esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Bu projede geliştirilen dış iskelet robotun bilek eklemlerinde hem sertlik hem de sönümleme değerlerini bağımsız değiştirebilen karma eyleyici tasarımı, diz ve kalça eklemlerinde ise seri elastik eyleyici ile sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici içeren karma eyleyici tasarımları kullanılmıştır. Böylece, bütün eklemlerde mekanik olarak ayarlanabilir empedans (sertlik ve sönümleme) değerleri ile çalışabilen biyomimetik esnek bir dış iskelet robot literatüre kazandırılmıştır. Dış iskelet robotun geliştirilmesi aşamasında, sertliği değiştirilebilir eyleyiciler, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyiciler ve dış iskelet robotun bütünü için benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir ve dış iskelet robotun bir bütün olarak üretimi yapılmıştır. Bu dış iskelet robotun kontrol performansını denemek için de bir dizi deneysel kontrol çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bu deneysel çalışmalar; sertliği değiştirilebilir eyleyicinin kuvvet kontrol ve pozisyon kontrol deneyleri, insan bilek sertliğinin EMG sinyalleri tabanlı gerçek zamanlı olarak kestirimi, bunun sertliği değiştirilebilir eyleyiciye uygulanması, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyicinin istenen sönümleme torklarının kontrolü deneyleri, bu iki eyleyicinin birleşiminden oluşan karma eyleyicinin deneysel performans çalışmaları ve daha sonrada geliştirilen dış iskelet robotun kullanıcı-baskın ve robot-baskın kontrol deneyleridir. Böylelikle, bu projede biyomimetik bir dış iskelet robotun tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiş, kontrol çalışmaları deneysel olarak denenerek robotun temel performans değerlendirmeleri yapılmıştır.</p>
Anahtar Kelimeler:	Dış iskelet robot, sertliği değiştirilebilir eyleyici, sönümlemesi değiştirilebilir eyleyici
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

Projenin Yapılan Yayınlar:	<p>1- Dış iskelet Robot Eklemleri için Antagonistlik ve Öngerilmeli Tip SertliğiDeğiştirilebilir Eyleyici Tasarımlarında Güç Gereksinimi ve Enerji SarfıyatıKarşılaştırması (Makale - Diğer Hakemli Makale),</p> <p>2- Comparison of Controllable Transmission Ratio Type Variable Stiffness Actuator with Antagonistic and Pre-tension type Actuators for Joints of Exoskeleton Robots (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Poster Sunum),</p> <p>3- Dış iskelet Robot Eklemleri için Antagonistlik ve İletim Oranı ile Düzenlenen Sertliği Değiştirilebilir Eyleyici Tasarımlarının Güç Gereksinimi ve Enerji Sarfıyatı Açısından Karşılaştırılması (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum),</p> <p>4- Comparison of 4-Pole with 225 Coil-Turns and 6-Pole with 150 Coil-Turns Multi-Pole Inner Coil Rotary MR Brake Designs (Makale - Diğer Hakemli Makale),</p> <p>5- Mechanical Design of a Biomimetic CompliantLower Limb Exoskeleton (BioComEx) (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),</p> <p>6- Selection and implementation ofoptimal magnetorheological brakedesign for a variable impedanceexoskeleton robot joint (Makale - İndekli Makale),</p> <p>7- Alt Uzun Dış İskelet Robot Eklemlerinde Kararlılık İçin Sönümleme Katsayıları veMomentlerinin Hesaplanması (Makale - Diğer Hakemli Makale),</p>
----------------------------	---

TÜBİTAK